

# THÈSE

présentée  
pour obtenir le titre de

DOCTEUR DE L'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE TOULOUSE  
Spécialité : Génie Electrique

par

**Christophe VIGUIER**

DEA Génie Électrique de l'INPT

---

## Contribution au développement d'actionneurs électroactifs pour l'assistance circulatoire - Application à la mise au point d'une fonction antithrombotique

soutenue le 15 décembre 2005 devant le jury composé de :

M.	Alain	PAVIE	Professeur des Universités	Président
M.	Jérôme	DELAMARE	Professeur des Universités	Rapporteur
M.	Jean-François	MANCEAU	Maître de conférence	Rapporteur
Mme.	Marianna	BRAZA	Directeur de recherche du CNRS	Examineur
M.	Pascal	LEPRINCE	Chirurgien cardiaque	Examineur
M.	Bertrand	NOGAREDE	Professeur des Universités	Directeur de thèse

Thèse préparée au Laboratoire d'Électrotechnique et d'Électronique Industrielle de  
l'ENSEEIH  
UMR CNRS N° 5828



# Résumé

Cette étude se place dans le cadre d'une collaboration entre le Groupe de Recherche en Electrodynamique de l'INPT/ENSEEIH/CNRS et le Service de Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire de l'APHP Pitié-Salpêtrière de Paris. L'objectif de ce travail est d'envisager l'apport des nouveaux matériaux électroactifs dans les dispositifs d'assistance circulatoire. Ces systèmes ont pour rôle de remplacer temporairement la fonction de pompe jouée par le coeur (coeur artificiel et système de circulation extracorporelle). Dans ces conditions, le sang est confronté à deux problèmes favorisant la formation de caillots (thrombose) : contact avec des surfaces artificielles et perturbation de son écoulement. L'étude proposée envisage la possibilité de réaliser une fonction antithrombotique avec un actionneur électroactif.

La première partie est consacrée à la définition des principaux matériaux actifs. Quelques applications présentes dans le domaine médical sont aussi décrites.

La deuxième étape consiste à déterminer, par simulations fluidiques, les zones privilégiées pour la formation de caillots dans une géométrie de type divergente (raccord en Y) en tenant compte des propriétés non newtoniennes du sang. De plus, une étude représentant l'agrégation de plaquettes sanguines est réalisée en utilisant de fines particules de fer immobilisées avec un aimant dans la divergence étudiée, dans lequel circule un fluide. Ainsi, l'influence de déformations pariétales sur le décollement d'une particule a pu être modélisée.

A partir des données accumulées dans le chapitre précédent, des actionneurs constitués de céramiques multicouches piézoélectriques sont dimensionnés et caractérisés (fréquence de résonance et déformation créée sur le raccord).

Enfin, un circuit permettant de reproduire la formation de caillots dans le raccord en Y, basé sur un modèle de circulation extracorporelle, a été réalisé. En intégrant les actionneurs dans ce modèle, le décollement des particules par vibrations pariétales a pu être vérifié expérimentalement. De plus, une étude a permis de déterminer l'influence des vibrations sur les temps de formation des caillots dans le raccord, ouvrant la voie à la mise au point d'une fonction antithrombotique.

## MOTS CLEFS

matériaux électroactifs, actionneur piézoélectrique, vibrations pariétales, décollement de particules, assistance circulatoire, antithrombose.



# Abstract

This study is placed within the framework of collaboration between the Electrodynamics Research Group of the INPT/ENSEEIH/CNRS and the Thoracic and Cardiovascular Surgery Service of the APHP Pitié-Salpêtrière of Paris. The objective of this work is to consider the contribution of new electroactive materials in the devices of mechanical circulatory support. These systems replace temporarily the pump function played by the heart (artificial heart and device of extracorporeal circulation). Under these conditions, blood is confronted with two problems supporting the clot formations (thrombosis) : contact with artificial surfaces and disturbance of its flow. The study suggested considers the possibility of fulfilling an antithrombotic function with an electroactive actuator.

The first part is devoted to the definition of principal active materials. Some applications present in the medical field are also described.

The second stage consists in determining, by fluidic simulations, the zones privileged for the clot formations in a divergent type geometry (Y-shaped connection) by taking into account the non newtonian blood properties. Moreover, a study representing the blood platelet aggregations is carried out by using fine iron particles immobilized with a magnet in the studied divergence, in which a fluid circulates. Thus, the influence of parietal deformations on the separation of a particle could be modelled.

From the data accumulated in the preceding chapter, actuators made up of piezoelectric multi-layer ceramics are dimensioned and characterized (resonance frequency and deformation created on the Y-shaped connector).

Finally, a circuit allowing to reproduce the clot formations in the Y-shaped connector, based on a model of extracorporeal circulation, was carried out. By integrating the actuators in this model, the separation of the particles by parietal vibrations could be check in experiments. Moreover, a study made it possible to determine the influence of the vibrations on the clot formation times in the connection, opening the way to the development of an antithrombotic function.

## KEYWORDS

electroactive materials, piezoelectric actuator, parietal vibrations, particle separations, mechanical circulatory support, antithrombosis.



*à mes parents,  
à ma soeur...*





# Avant propos

Le travail présenté dans ce mémoire a été réalisé au Laboratoire d'Electrotechnique et d'Electronique Industrielle (LEEI) de l'Ecole Nationale Supérieure d'Electronique, d'Electrotechnique, d'Informatique , d'Hydraulique et des Télécommunications de Toulouse (ENSEEIHT).

Je tiens tout d'abord à remercier M. Bertrand NOGAREDE, Professeur à l'ENSEEIHT, pour la confiance qu'il m'a accordé en me proposant de réaliser cette thèse au sein du Groupe de recherches en électrodynamique EM3. De plus, son enthousiasme pour l'électrodynamique m'a donné les motivations nécessaires pour réaliser ces travaux. Je n'oublie pas la grande humanité dont il a fait preuve et qui a fait passer ces trois années dans une ambiance de travail des plus dynamique. Voyez en ces quelques mots le plaisir que j'ai eu à travailler sous votre responsabilité.

Je souhaite également remercier les membres du jury :

- M. Alain PAVIE, Professeurs des Universités et Chirurgien cardiaque à l'Hôpital Pitié-Salpêtrière, qui m'a fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury marquant ainsi l'étroite collaboration qui a permis de réaliser ces travaux ;
- M. Jérôme DELAMARE, Professeur à l'Ecole Nationale Supérieure d'Ingénieurs Electriciens de Grenoble, pour avoir accepté le rôle de rapporteur et manifesté de l'enthousiasme durant nos divers échanges oraux ;
- M. Jean-François MANCEAU, Maître de conférence à l'Université de Franche-Comté, pour avoir également aimablement accepté la charge de rapporteur et contribué à améliorer la qualité de ce manuscrit ;
- Mme Marianna BRAZA, Directeur de recherche du CNRS, qui par ses questions et ses remarques en tant que spécialiste de mécanique des fluides a apporté des éclaircies sur les différentes perspectives découlant de ces travaux ;
- M. Pascal LEPRINCE, Docteur en Médecine et Chirurgien cardiaque à l'Hôpital Pitié-Salpêtrière, qui, sans sa contribution, n'aurait pas vu naître ce projet. Nos rencontres régulières m'ont permis de mieux connaître le monde de la chirurgie cardiaque et de comprendre quelles motivations poussent les chirurgiens à s'investir dans leur travail. J'espère qu'il verra ici

toute ma reconnaissance et le plaisir que j'ai eu à partager ces trois années pleines de réflexions.

Je remercie également M. Mourad KAROUIA, Docteur en robotique, pour les divers échanges très instructifs que nous avons eu ainsi que pour l'organisation dont il a fait preuve pour planifier les campagnes d'essais que nous avons pu réalisées. Par la même occasion, je remercie le personnel de l'Ecole de Chirurgie de Paris qui nous a donné la possibilité de faire nos manipulations et qui m'a toujours accueilli chaleureusement.

Je tiens également à remercier toutes les personnes du groupe EM3 qui ont toujours su être là pour répondre à mes questions et me faire part de leurs bons conseils, M. Dominique HARRIBEY, M. Jean-François ROUCHON, M. Eric DUHAYON et Mme Carole HENAU, ainsi que pour le soutien dont ils ont fait preuve du début jusqu'à la fin de ces travaux (surtout avant la soutenance).

De même, je remercie Mme Véronique ROIG et M. Paul DURU, enseignant chercheur à l'Institut de Mécanique des Fluides de Toulouse, qui ont toujours pris le temps de répondre à mes interrogations et ont su m'aiguiller avec simplicité dans les parties concernant l'écoulement de fluide.

Je remercie aussi toutes les personnes en charge des aspects administratifs mesdames SCHWARZ, PIONNIE, MEBREK et ESCAIG, avec une grande pensée pour Mme Christine BODDEN sans qui les démarches administratives relatives à la soutenance n'auraient pu être aussi bien finalisées ainsi que pour la patience et l'investissement qu'elle a eu à notre égard.

Je n'allais pas oublier bien sûr mes chers collègues thésards. Ceux qui sont déjà docteurs Sylvain, Jérôme, Alexis, Lauric, Guillaume,... avec qui nous nous sommes souvent creusé la tête pour savoir si nous préférons jouer au tarot ou à la pétanque. Mais aussi "la nouvelle génération" Nicolas, Mathieu L., Mathieu C., Jérôme,... avec qui nous avons eu des échanges plus chaleureux et tactiles que d'accoutumé liant un peu plus les liens dans cette grande confrérie qu'est celle des doctorants.

Enfin, je tiens à remercier plus particulièrement ma famille qui m'a toujours laissé la liberté dans le choix de mon cursus scolaire et qui de plus m'a toujours donné les moyens matériels et le soutien moral pour arriver à ce diplôme final. Qu'elle trouve, dans ces travaux et ce manuscrit, le témoignage de toute la reconnaissance et de l'amour que je leur porte. Ainsi que ma compagne Jennifer qui m'a toujours soutenu dans les moments les plus difficiles.

# Table des matières

<b>Introduction générale</b>	<b>1</b>
<b>1 Enjeux des matériaux électroactifs dans le domaine médical</b>	<b>3</b>
1.1 Introduction . . . . .	4
1.2 Description des divers matériaux actifs . . . . .	4
1.2.1 Les matériaux à effet de couplage électro-mécanique . . . . .	4
1.2.1.1 Les céramiques piézoélectriques . . . . .	4
1.2.1.2 Les polymères piézoélectriques . . . . .	6
1.2.1.3 Les céramiques électrostrictives . . . . .	7
1.2.1.4 Les polymères ioniques . . . . .	8
1.2.1.5 Les fluides électrorhéologiques . . . . .	10
1.2.2 Les matériaux thermo-actifs . . . . .	12
1.2.3 Les matériaux à effet de couplage magnéto-mécanique . . . . .	14
1.2.3.1 Les matériaux magnétostrictifs . . . . .	14
1.2.3.2 Les fluides magnétorhéologiques . . . . .	16
1.3 Applications dans les domaines du médical/biomédical . . . . .	17
1.3.1 L'instrumentation . . . . .	17
1.3.1.1 Cathéter et endoscope . . . . .	17
1.3.1.2 Pince . . . . .	23
1.3.1.3 Microchirurgie rétinienne . . . . .	24
1.3.2 L'imagerie . . . . .	25
1.3.2.1 Transducteur émetteur/ récepteur . . . . .	25
1.3.3 Autres applications . . . . .	30
1.3.3.1 Systèmes de valve . . . . .	30
1.3.3.2 Les micro-pompes . . . . .	31
1.3.3.3 Organe artificiel . . . . .	34
1.4 Comparaison des différentes technologies en présence . . . . .	34
1.5 Conclusion . . . . .	35
<b>2 Etude de l'influence de vibrations pariétales sur des particules immobilisées dans un écoulement liquide de référence</b>	<b>39</b>
2.1 Introduction . . . . .	40
2.2 Notion de mécanique des fluides . . . . .	40

2.2.1	Quelques rappels sur la théorie . . . . .	40
2.2.1.1	Généralités . . . . .	40
2.2.1.2	Ecoulement d'un fluide : transport diffusif et convectif de quantité de mouvement . . . . .	41
2.2.1.3	La viscosité des fluides . . . . .	42
2.2.1.4	Le nombre de Reynolds . . . . .	43
2.2.1.5	Cinématique des fluides . . . . .	44
2.2.1.6	Dynamique des fluides . . . . .	47
2.2.2	Les fluides non newtoniens . . . . .	49
2.2.2.1	Définition . . . . .	49
2.2.2.2	Modélisation des fluides rhéo-fluidifiants . . . . .	51
2.3	Ecoulement de référence . . . . .	53
2.3.1	Choix de la géométrie . . . . .	53
2.3.2	Simulation de l'écoulement dans la géométrie de référence . .	57
2.3.2.1	Conditions aux limites . . . . .	57
2.3.2.2	Simulation de l'écoulement d'un fluide newtonien dans le raccord en Y . . . . .	58
2.3.2.3	Simulation de l'écoulement d'un fluide non newto- nien dans le raccord en Y . . . . .	59
2.3.2.4	Analyse des simulations . . . . .	59
2.4	Approche théorique sur l'influence de vibrations pariétales sur des particules stagnantes . . . . .	64
2.4.1	Environnement considéré pour l'étude . . . . .	64
2.4.2	Modélisation du système . . . . .	64
2.4.2.1	Hypothèses d'étude et définition des différentes forces mises en jeu . . . . .	64
2.4.2.2	Calcul du champ magnétique minimum immobili- sant la particule . . . . .	69
2.4.2.3	Condition de décollement de la particule . . . . .	71
2.5	Conclusion . . . . .	72

### **3 Dimensionnement et caractérisation d'un actionneur piézoélec- trique** **75**

3.1	Introduction . . . . .	76
3.2	Structure des actionneurs . . . . .	76
3.2.1	Définition du cahier des charges . . . . .	76
3.2.2	Choix du matériau électroactif . . . . .	78
3.2.3	Géométries des piézo-actionneurs . . . . .	79
3.3	Comportement dynamique . . . . .	82
3.3.1	Simulations prédictives . . . . .	82
3.3.1.1	Etude statique . . . . .	83
3.3.1.2	Etude harmonique . . . . .	83

3.3.1.3	Etude modale de la structure mécanique . . . . .	85
3.3.2	Relevés expérimentaux . . . . .	88
3.3.2.1	Méthode d'acquisition . . . . .	88
3.3.2.2	Actionneur PIVERT 1 . . . . .	90
3.3.2.3	Actionneur PIVERT 2 . . . . .	92
3.3.2.4	Actionneur PIVERT 3 . . . . .	93
3.3.2.5	Synthèse des caractéristiques dynamiques des ac- tionneurs . . . . .	94
3.4	Modélisation des actionneurs . . . . .	95
3.4.1	Modèle électromécanique . . . . .	95
3.4.1.1	Modélisation par schémas électriques équivalents .	95
3.4.1.2	Identification des paramètres du schéma électromé- canique équivalent . . . . .	97
3.4.1.3	Application aux actionneurs PIVERT . . . . .	99
3.4.2	Puissance électrique mise en jeu . . . . .	107
3.5	Etude expérimentale du brassage de particules agglomérées par effet magnétique . . . . .	108
3.5.1	Matériels utilisés . . . . .	108
3.5.2	Résultats expérimentaux . . . . .	109
3.6	Conclusion . . . . .	114
<b>4</b>	<b>Application à l'assistance circulatoire : à la recherche d'une fonc- tion antithrombotique</b>	<b>117</b>
4.1	Introduction . . . . .	118
4.2	L'assistance circulatoire . . . . .	118
4.2.1	Définition . . . . .	118
4.2.2	Synthèse des différents dispositifs d'assistance circulatoire . .	119
4.2.2.1	Systèmes de circulation extracorporelle . . . . .	119
4.2.2.2	Systèmes de circulation intracorporelle . . . . .	121
4.2.3	La circulation extracorporelle (CEC) . . . . .	123
4.3	La coagulation du sang . . . . .	124
4.3.1	Composition du sang . . . . .	124
4.3.2	Le mécanisme de l'hémostase . . . . .	125
4.3.3	Les facteurs hémodynamiques . . . . .	126
4.3.4	Le point de vue fluïdique (cf. §2.3.2) . . . . .	127
4.3.5	Approche envisagée pour la réalisation d'une fonction anti- thrombotique "électroactive" . . . . .	128
4.4	Protocole expérimental et manipulations . . . . .	128
4.4.1	Protocole expérimental . . . . .	128
4.4.1.1	Modèle d'un circuit de CEC . . . . .	128
4.4.1.2	Eléments de comparaison . . . . .	130
4.4.2	Expériences in situ avec les actionneurs PIVERT . . . . .	133

4.4.2.1	Relevés expérimentaux . . . . .	133
4.4.2.2	Manipulations sans actionneur . . . . .	133
4.4.2.3	Manipulations avec les actionneurs . . . . .	135
4.4.2.4	Exploitation des résultats . . . . .	137
4.4.2.5	Analyse des résultats . . . . .	141
4.5	Conclusion . . . . .	146
<b>Conclusion générale</b>		<b>149</b>
<b>Annexe</b>		<b>I</b>
<b>A Equations de la piézoélectricité</b>		<b>III</b>
<b>B Caractéristique du coefficient de la force de traînée</b>		<b>VII</b>
<b>C Simulation de l'écoulement d'un fluide dans le raccord en Y</b>		<b>IX</b>
<b>D Calcul du champ magnétique minimum immobilisant une particule d'acier réalisé avec MAPLE</b>		<b>XVII</b>
<b>E Propriétés mécaniques, électriques et piézoélectriques des matériaux utilisés</b>		<b>XXV</b>
<b>F Le coeur humain et la circulation sanguine</b>		<b>XXVII</b>
<b>Bibliographie</b>		<b>XXXVI</b>

# Table des figures

1.1	Modes de couplage électromécanique . . . . .	5
1.2	Exemple de tracé allongement/champ électrique . . . . .	8
1.3	Exemples de diagramme déformation normalisée/tension . . . . .	8
1.4	Principe de fonctionnement des polymères ioniques . . . . .	9
1.5	Schématisation du fonctionnement d'un fluide ER . . . . .	10
1.6	Evolution de la déformation $S$ en fonction de la température $\Theta$ d'un AMF . . . . .	13
1.7	Courbe contrainte $T$ / déformation $S$ . . . . .	13
1.8	Structure du cathéter actif à base de ressort AMF [Lee02] . . . . .	18
1.9	Relevé de l'angle de déformation pour différents courants [Lee02] . .	18
1.10	Structure du cathéter actif avec mécanisme de torsion, d'extension et de rigidité [Hag04] . . . . .	19
1.11	Structure du cathéter actif avec mécanisme de torsion, d'extension et de contrôle de rigidité [Hag04] . . . . .	20
1.12	Structure de l'endoscope actif [Iku88] . . . . .	20
1.13	Robot mobile pour colonoscopie [Rey99] . . . . .	21
1.14	Système de courbure d'un robot mobile de type Inchworm [Rey99] .	22
1.15	Accessoires pour l'endoscopie [Pei97] . . . . .	22
1.16	Pince miniature pour opérations de suture [Mor04] . . . . .	23
1.17	Micro-pince [Car98] . . . . .	24
1.18	Instrument correcteur pour micro-chirurgie [Ang01] . . . . .	25
1.19	Différents types de transducteurs pour l'imagerie médicale . . . . .	28
1.20	Exemples de sondes pour l'imagerie médicale . . . . .	30
1.21	Valve urétrale artificielle [Cho97] . . . . .	31
1.22	Valve artificielle reproduisant un sphincter [Nis04] . . . . .	31
1.23	Micro-pompe avec actionnement piézoélectrique [Car95, Acc00] . . .	32
1.24	Micro-pompe et micro-valve avec actionnement piézoélectrique [Rog04]	33
1.25	Micro-valve en AMF [Liu04, Koh00] . . . . .	33
1.26	Module actionneur AMF / éléments Peltier pour myocarde artificiel posé sur un coeur en plastique [Yam03] . . . . .	35
2.1	Ecoulement en cisaillement simple . . . . .	42

2.2	Différents régimes d'écoulement d'un fluide, exemple d'un écoulement d'eau à l'arrière d'un cylindre . . . . .	45
2.3	Accélération d'une particule de fluide dans un écoulement instationnaire . . . . .	46
2.4	Contraintes dans un fluide . . . . .	48
2.5	Relation entre contrainte $\sigma$ et taux de cisaillement $\dot{\gamma}$ pour des fluides non newtoniens . . . . .	50
2.6	Modélisation des fluides rhéo-fluidifiants . . . . .	55
2.7	Raccord divergent employé pour l'étude . . . . .	56
2.8	Description des conditions aux limites pour les simulations . . . . .	58
2.9	Vecteurs vitesses de l'écoulement d'eau pour $t = 0,5 \text{ s}$ en $m/s$ . . .	60
2.10	Contours des vitesses de l'écoulement d'eau pour $t = 0,5 \text{ s}$ en $m/s$ .	61
2.11	Vecteurs vitesse de l'écoulement de sang pour $t = 0,5 \text{ s}$ en $m/s$ . .	62
2.12	Contours des vitesse de l'écoulement de sang pour $t = 0,5 \text{ s}$ en $m/s$	63
2.13	Agrégation "artificielle" de limailles de fer, vue en coupe du raccord	64
2.14	Bilan des forces appliquées sur la particule . . . . .	65
2.15	Justification de l'expression de la force magnétique $\vec{F}_B$ (configuration idéalisée considérée . . . . .	67
2.16	Système considéré pour la modélisation portant sur la condition de décollement d'une particule . . . . .	71
3.1	Simulation en structure d'un échantillon de polycarbonate . . . . .	77
3.2	Courbe effort spécifique en fonction de la vitesse relative . . . . .	78
3.3	Céramiques multicouches . . . . .	80
3.4	Structure du dispositif d'actionnement . . . . .	80
3.5	Configuration des différents actionneurs PIVERT . . . . .	81
3.6	Simulation statique de PIVERT 1 . . . . .	84
3.7	Déplacement en $[m]$ en fonction de la fréquence $f$ en $[Hz]$ de PIVERT 1	85
3.8	Déformation en $[m]$ sur le raccord en Y et des mâts porteurs . . . .	86
3.9	Modes de résonance mécaniques des actionneurs . . . . .	87
3.10	Banc d'acquisition pour mesure vibrométrique . . . . .	89
3.11	Mesures vibrométriques pour l'actionneur PIVERT 1 . . . . .	90
3.12	Comparaison entre les simulations harmoniques et les mesures vibrométriques pour une tension de $100 \text{ V}$ . . . . .	91
3.13	Mesures vibrométriques sur les mâts de PIVERT 1 . . . . .	91
3.14	Mesures vibrométriques pour l'actionneur PIVERT 2 . . . . .	92
3.15	Mesures vibrométriques sur les mâts porteurs de PIVERT 2 . . . .	93
3.16	Mesures vibrométriques sur les mâts de butée de PIVERT 2 . . . .	93
3.17	Mesures vibrométriques pour PIVERT 3 . . . . .	93
3.18	Mesures vibrométriques sur les mâts porteurs de PIVERT 3 . . . .	94
3.19	Schéma électromécanique équivalent d'un transducteur piézoélectrique fonctionnant au voisinage d'une de ses fréquences de résonance	95



3.20	Schéma électromécanique équivalent simplifié . . . . .	96
3.21	Tracé de l'admittance équivalente . . . . .	98
3.22	Mesure et modèles de PIVERT 1 pour la 1 <sup>re</sup> résonance . . . . .	101
3.23	Mesure et modèles de PIVERT 1 pour la 2 <sup>e</sup> résonance . . . . .	102
3.24	Mesure et modèles de PIVERT 2 pour la 1 <sup>re</sup> résonance . . . . .	103
3.25	Mesure et modèles de PIVERT 2 pour la 2 <sup>e</sup> résonance . . . . .	104
3.26	Mesure et modèles de PIVERT 3 à la résonance . . . . .	106
3.27	Puissance électrique absorbée par les actionneurs . . . . .	107
3.28	Correspondance des déformations suivant l'axe $Oy$ et $Ox$ . . . . .	110
3.29	Déplacement, vitesse et accélération théorique de la paroi du raccord	110
3.30	Allure du déplacement $A(t)$ de la paroi en fonction du temps et de la fréquence . . . . .	111
3.31	Décollement de la particule . . . . .	112
3.32	Evolution de la force de réaction normale $R_N$ en fonction du temps et de la fréquence . . . . .	112
3.33	Evolution de la force de réaction normale $R_N$ dans le plan temps/fréquence où les zones blanches correspondent au décollement de la particule . . . . .	113
3.34	Expérimentation in situ du décollement de particules avec l'action- neur PIVERT 1 . . . . .	114
4.1	Exemples de coeur artificiel extra corporel . . . . .	120
4.2	Exemples de coeur artificiel intra-corporel . . . . .	122
4.3	Coeur artificiel total CardioWest <sup>TM</sup> TAH . . . . .	123
4.4	Exemple de circulation extra-corporelle pour bloc opératoire . . . . .	124
4.5	Processus de formation d'un caillot de sang . . . . .	126
4.6	Accumulation de plaquettes sanguines en présence d'un rétrécissement	127
4.7	Modèle expérimental de CEC pour la production contrôlée de caillots de sang . . . . .	129
4.8	Photographie du modèle de CEC et du dispositif expérimental . . . . .	131
4.9	Exemples de raccords en Y sujets ou non à la coagulation du sang . . . . .	131
4.10	Courbe d'un TEG . . . . .	132
4.11	Exemple de relevé pour des manipulations sans actionneur . . . . .	134
4.12	Photographies des actionneurs dans le modèle de CEC . . . . .	138
4.13	Tracé des points de mesures de toutes les manipulations . . . . .	139
4.14	Tracé des mesures et des interpolations . . . . .	140
4.15	Rassemblement des manipulations sans actionneur . . . . .	141
4.16	Histogramme des moyennes et écarts-types des manipulations . . . . .	143
4.17	Comparaison des mesures et courbes des tendances de toutes les manipulations . . . . .	144
4.18	Génération de perturbation avec l'actionneur PIVERT 2 . . . . .	146

4.19	Exemples de retard dans la chute de débit provoqué par l'actionneur PIVERT 2 . . . . .	147
B.1	Variation du coefficient de traînée $c_T$ en fonction du nombre de Reynolds relatif $Re_p$ pour différentes formes géométriques [Unc] . . . . .	VII
C.1	Vecteurs vitesse de l'écoulement d'eau pour $t = 1\text{ s}$ . . . . .	X
C.2	Contours des vitesses de l'écoulement d'eau pour $t = 1\text{ s}$ . . . . .	XI
C.3	Vecteurs vitesse de l'écoulement de sang pour $t = 1\text{ s}$ . . . . .	XII
C.4	Contours des vitesses de l'écoulement de sang pour $t = 1\text{ s}$ . . . . .	XIII
C.5	Vecteurs vitesse de l'écoulement de sang pour une vitesse constante de $0.2\text{ m/s}$ . . . . .	XIV
C.6	Contours des vitesses de l'écoulement de sang pour une vitesse constante de $0.2\text{ m/s}$ . . . . .	XV
C.7	Contours de la viscosité du sang pour une vitesse constante de $0.2\text{ m/s}$ XVI	
D.1	Courbe du déplacement selon l'axe $z$ en fonction du temps $t$ et de la force de réaction tangentielle $R_T$ . . . . .	XXII
D.2	Courbe du déplacement selon l'axe $y$ en fonction du champ magnétique $B$ et de la force de réaction normale $R_N$ . . . . .	XXIII
F.1	Vue en coupe d'un coeur humain . . . . .	XXVII
F.2	Principe de la circulation sanguine dans le corps . . . . .	XXVIII

# Liste des tableaux

1.1	Propriétés d'un fluide ER . . . . .	11
1.2	Propriétés des alliages à mémoire de forme classiques . . . . .	14
1.3	Propriétés de matériau magnétostrictif et piézoélectrique . . . . .	15
1.4	Comparaison fluide MR / fluide ER . . . . .	16
1.5	Principales caractéristiques des matériaux piézoélectriques pour l'imagerie médicale . . . . .	26
1.6	Caractéristique des transducteurs dans le plan d'élévation . . . . .	29
1.7	Comparaison des principaux types de matériaux actifs . . . . .	36
2.1	Valeurs des paramètres des modèles définis pour un fluide non new- tonien . . . . .	54
3.1	Rang des modes mécaniques et fréquences associées pour les diffé- rents actionneurs considérés . . . . .	88
3.2	Synthèse des caractéristiques des actionneurs considérés . . . . .	95
3.3	Valeurs des paramètres des modèles pour PIVERT 1 . . . . .	100
3.4	Valeurs des paramètres des modèles pour PIVERT 2 . . . . .	105
3.5	Valeurs des paramètres des modèles pour PIVERT 3 . . . . .	105
3.6	Ordres de grandeur des forces générées au niveau du raccord . . . . .	108
4.1	Mesures pour les manipulations sans actionneur . . . . .	135
4.2	Mesures pour les manipulations avec actionneur . . . . .	136
4.3	Paramètres statistiques des courbes des tendances par rapport aux mesures . . . . .	139
4.4	Moyennes et écarts-types des différents regroupements de manipu- lations . . . . .	142
E.1	Paramètres mécaniques, électriques et piézoélectriques des matériaux XXVI	



# Notations

## Matériaux actifs

$d_{i\lambda}$	constante de charge
$e_{\lambda i}$	constante piézoélectrique
$s_{\lambda\mu}$	constante de souplesse
$c_{\lambda\mu}$	constante de rigidité
$g_{i\lambda}$	constante de tension
$\varepsilon_{ij}$	permittivité diélectrique
$\delta$	angle de perte diélectrique
$Y$	Module d'Young
$\rho$	densité
$\Theta$	température
$A_s$	température de début de transition austénitique
$A_f$	température de fin de transition austénitique
$M_s$	température de début de transition martensitique
$M_f$	température de fin de transition martensitique
$E$	champ électrique
$D$	déplacement électrique
$T$	contrainte mécanique
$S$	déformation relative

## Mécanique des fluides

$v$	vitesse d'un fluide
$V$	vitesse caractéristique d'un fluide
$\nu$	viscosité cinématique
$\eta$	viscosité dynamique
$\mu$	viscosité effective
$Re$	nombre de Reynolds
$Re_r$	nombre de Reynolds relatif à une particule

$\sigma$	contrainte fluïdique
$\dot{\gamma}$	taux de cisaillement
$g$	gravité
$m_p$	masse de la particule
$d_p$	diamètre de la particule
$(y_p, z_p)$	coordonnées de la particule dans le référentiel d'étude
$B$	champ magnétique
$c_T$	coefficient de la force de traînée
$c_{MA}$	coefficient de la force de masse ajoutée
$c_L$	coefficient de la force de lift
$c_f$	coefficient de frottement de l'acier
$A$	déplacement harmonique de la paroi

### Actionneur piézoélectrique

$\hat{T}_{PC}$	contrainte mécanique limite du polycarbonate
$\dot{S}$	vitesse de déformation relative
$\underline{Y}_0$	admittance de la branche statique du schéma équivalent
$\underline{Z}_m$	admittance de la branche dynamique du schéma équivalent
$\underline{Y}$	admittance équivalente du schéma équivalent
$R_0$	résistance traduisant les pertes diélectriques
$C_0$	capacité de l'élément piézoélectrique encastré
$R$	résistance liée au pertes par déformation
$L$	inductance lié à la masse vibrante
$C$	capacité lié à l'élasticité de l'élément vibrant
$D_s$	coefficient de dissipation mécanique
$M$	masse de l'élément vibrant
$K$	raideur mécanique de l'élément vibrant
$N$	rapport de transformation électromécanique
$k_{eff}$	coefficient de couplage électromécanique effectif
$Q$	facteur de qualité
$u$	déplacement de l'actionneur
$\dot{u}$	vitesse vibratoire de l'actionneur

### Fonction antithrombotique "électroactive"

$D_{av}$	débit avant la divergence du circuit de CEC
$D_{ap}$	débit après la confluence du circuit de CEC

$r$	temps requis pour le début de la formation du caillot de sang
$k$	temps séparant le début de la formation du caillot d'un niveau pré-établi de viscosité du caillot
$AM$	amplitude maximale mesurant la force d'un caillot
$\varepsilon$	coefficient de visco-élasticité
$IPT$	indice du potentiel thrombodynamique
$t_c$	temps de coagulation





# Introduction générale

Les matériaux électroactifs, qui réalisent une conversion électromécanique "directe" de l'énergie au sein même de la matière, démontrent peu à peu leurs potentiels d'innovation technologique face à de nombreux secteurs d'application. Outre l'idée qu'ils pourraient à terme supplanter dans certains cas les procédés d'actionnement classiques basés sur les effets électromagnétiques "à distance", les nouvelles possibilités offertes par ces matériaux en termes de performances et de fonctionnalités électromécaniques constituent une puissante motivation pour aborder et résoudre des problématiques issues de domaines émergents. Tel est le cas des nouvelles fonctions de contrôle actif ciblées en aéronautique en vue, par exemple, d'optimiser en temps réel la forme des profils de voilure (vers le concept de "morphing aircraft") ou encore de réduire les efforts de traînée grâce à des manipulations de la couche limite (mise en œuvre de "peaux électroactives").

Un domaine particulièrement concerné par ces ruptures technologiques potentielles correspond parallèlement à celui de la médecine et du génie biomédical. Les capacités d'intégration fonctionnelle et structurelle dont disposent par principe les systèmes électroactifs, semblent en effet constituer une réponse prometteuse à la mise au point de matériels performants, discrets et de moins en moins invasifs. Parmi les divers champs d'applications possibles (prothèses et orthèses actives, micro-robots chirurgicaux,...), l'assistance circulatoire et la chirurgie cardiovasculaire constituent des domaines particulièrement révélateurs de ces nouvelles problématiques.

L'objectif du présent travail concerne précisément l'étude de faisabilité d'une fonction électroactive destinée au contrôle d'écoulement dans le domaine de l'assistance circulatoire. Le thème plus particulièrement traité a trait à la mise au point d'un système antithrombotique actif visant à terme à limiter la production de caillots sanguins au sein d'un circuit artificiel grâce à l'injection de vibrations pariétales. Précisons que cette étude a été menée dans le cadre d'une collaboration entre le Groupe de Recherches en Electrodynamique de l'INPT/ENSEEIH/CNRS et le Service de Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire de l'APHP - Pitié-Salpêtrière.

Le premier chapitre du mémoire rappelle d'une part les propriétés essentielles des différentes classes de matériaux électroactifs disponibles et précise d'autre part le potentiel d'innovation qu'elles représentent pour le secteur médical.

Sur la base de cette analyse préliminaire, la question spécifique du contrôle actif d'écoulements liquides est progressivement introduite, depuis la définition du problème en termes de mécanique des fluides pure, jusqu'à l'élaboration d'un modèle prédictif simplifié établi en considérant un écoulement de référence soumis à des vibrations localisées.

Le troisième chapitre est plus particulièrement consacré à la conception et au dimensionnement du système électroactif requis pour procéder à l'activation précédemment définie.

A l'aide du dispositif expérimental réalisé, un protocole d'expérimentation de la fonction antithrombotique préconisée est décrit dans le quatrième et dernier chapitre. Cette étude, qui s'appuie sur la mise en œuvre d'un circuit alimenté par du sang animal, vise à préciser les conditions d'exploitations optimales du système actif et d'en évaluer globalement l'efficacité.

# Chapitre 1

## Enjeux des matériaux électroactifs dans le domaine médical

### Sommaire

---

<b>1.1</b>	<b>Introduction</b>	<b>4</b>
<b>1.2</b>	<b>Description des divers matériaux actifs</b>	<b>4</b>
1.2.1	Les matériaux à effet de couplage électro-mécanique	4
1.2.2	Les matériaux thermo-actifs	12
1.2.3	Les matériaux à effet de couplage magnéto-mécanique	14
<b>1.3</b>	<b>Applications dans les domaines du médical/biomédical</b>	<b>17</b>
1.3.1	L'instrumentation	17
1.3.2	L'imagerie	25
1.3.3	Autres applications	30
<b>1.4</b>	<b>Comparaison des différentes technologies en présence</b>	<b>34</b>
<b>1.5</b>	<b>Conclusion</b>	<b>35</b>

---

## 1.1 Introduction

Depuis plusieurs années, les matériaux actifs ne cessent d'évoluer en terme de propriété, de techniques de mise en œuvre et de performance. La diversité des produits accessibles offre de nouvelles perspectives dans de nombreux secteurs tels que l'automobile et l'aéronautique [Ren04] mais aussi dans les domaines du médical et biomédical. Ce dernier requiert pour certains procédés des dispositifs de petite taille ou faible encombrement, pouvant fournir des efforts relativement importants, de grande fiabilité et biocompatible. Tel est le cas des systèmes électromécaniques utilisés en micro-chirurgie robotisée, où encore dans le domaine des prothèses et orthèses motorisées. Face à ces applications, les matériaux électroactifs constituent une réponse prometteuse qu'il convient d'évaluer avec soin.

Afin d'appréhender cette problématique, il s'agit de répertorier conjointement les fonctionnalités offertes par les différentes familles de matériaux électroactifs exploitables, et d'analyser les domaines d'application potentiels propres au domaine médical.

Dans un premier temps, les définitions des divers matériaux actifs sont détaillées, rappelant certains principes physiques ainsi que quelques propriétés. Ils sont classés par "mode d'excitation" (électrique, thermique, magnétique). Puis, en vue de montrer l'enjeu et l'intérêt des matériaux actifs dans le biomédical, des exemples d'applications et de travaux sont décrits dans une deuxième partie. La liste est non exhaustive et englobe diverses fonctions comme les micro-outils, l'endoscopie, l'imagerie..., montrant ainsi la variété des secteurs concernés et les technologies les plus courantes. Enfin, une synthèse des propriétés des matériaux actifs susceptibles d'être utilisés est présentée sous forme de tableau.

## 1.2 Description des divers matériaux actifs

### 1.2.1 Les matériaux à effet de couplage électro-mécanique

#### 1.2.1.1 Les céramiques piézoélectriques

La piézoélectricité est le phénomène qui conduit certains matériaux cristallins à produire une charge électrique proportionnelle à la contrainte mécanique qui les déforme (effet direct). Ce phénomène est réversible (effet inverse). L'application d'un champ électrique entraîne alors une déformation mécanique. Les matériaux ferroélectrique, tels que les céramiques formées de Plomb, Zirconium et Titane (PZT) obtenues par frittage, sont polycristallins et initialement isotropes (aucune direction particulière de la structure n'est privilégiée). Dans ces composés piézoélectriques, l'effet piézoélectrique apparaît après l'application d'un champ électrique intense qui amène l'anisotropie, orientant les dipôles dans une même direction et polarisant ainsi le matériaux. De ce fait, l'échantillon de céramique possède des

axes électriques et mécaniques prédéfinis.

Les équations constitutives de la piézoélectricité sont données en ANNEXE A sous les quatres formes disponibles. Il ressort de ces équations les trois modes de couplages électromécaniques élémentaires de fonctionnement des céramiques piézoélectriques. La FIGURE 1.1 illustre ces modes dans le cas d'un barreau parallélépipédique de céramique [Nog00b]. Les traits en pointillés montrent la déformation mécanique obtenue.

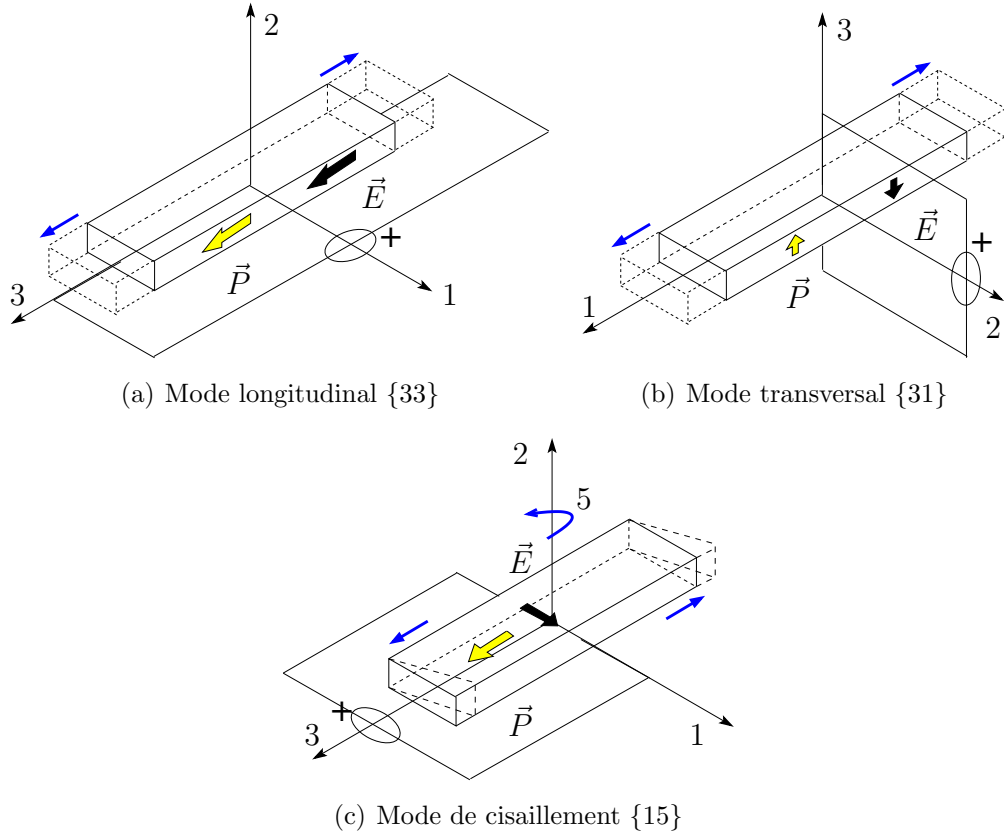


FIG. 1.1 – Modes de couplage électromécanique

La correspondance des notations est la suivante : dans la convention adoptée, l'axe de polarisation est dirigée selon l'axe 3, pour un mode  $\{i\lambda\}$ ,  $i$  correspond à l'axe d'orientation du champ électrique et  $\lambda$  à l'axe de la déformation mécanique générée ( $i \in \{1, 3\}$ ,  $\lambda \in \{1, 6\}$ ). Les trois modes différentiables sont donc :

- mode longitudinal {33} : pour une céramique piézoélectrique, le coefficient  $d_{33}$  étant positif, le champ électrique et la déformation mécanique sont de même sens (mode utilisé pour les céramiques multicouches).
- mode transversal {31} : dans ce cas, le coefficient  $d_{31}$  est négatif, le champ électrique et la déformation sont donc de sens contraire. Notons que ce couplage coexiste avec le mode {33}, mais ce dernier est favorisé du fait des grandes dimensions de l'échantillon considéré dans l'axe de polarisation. Le

mode  $\{31\}$  est utilisé dans le cas de matériaux de faibles épaisseurs suivant l'axe de polarisation comme dans les cas d'actionneurs de type bimorphe ou trimorphe.

- mode de cisaillement  $\{15\}$  : l'application du champ électrique suivant l'axe 1, transversal à la polarisation, conduit à une déformation de cisaillement autour de l'axe 2 (rotation associé à l'indice 5).

En termes de propriétés électriques et mécaniques, les céramiques piézoélectriques présentent certains avantages. Les céramiques PZT possèdent généralement des constantes de charges assez élevées, qui selon le mode de couplage peuvent être comprises entre 200 et 600  $pC/N$ , ainsi que des permittivités diélectriques relatives fortes (1000 à 3000). Le champ électrique maximum applicable est d'environ 1  $MV/m$  et les pertes diélectriques sont représentées par un angle de perte (noté  $\delta$ ) dont la tangente se situe aux alentours de 0,002 à 0,02 [Sgq04].

Les céramiques sont des matériaux très durs (matériaux "fragiles"), dont le module d'Young atteint classiquement 70  $GPa$ . Les déformations mécaniques obtenues à vide sont comprises entre 200 et 800  $ppm$  (parties par million). Selon le mode de couplage sollicité, le coefficient de couplage électromécanique (défini en ANNEXE A) peut varier de 0,3 à 0,75. Elles sont limitées à une température de fonctionnement inférieure à la température critique de Curie, variant avec le matériau, qui se situe aux alentours de 150  $^{\circ}C$ .

Les céramiques piézoélectriques sont les matériaux les plus couramment utilisées dans la famille des matériaux électroactif en raison de la grande valeur de la constante de charge et du coefficient de couplage élevé qu'elles possèdent. Elles se présentent sous la forme de céramiques massives (barreau parallélépipédique, cylindre creux, disque) ou sous forme de céramiques multicouches (mise en série mécaniquement de plusieurs céramiques élémentaires en parallèle électriquement) pour obtenir ainsi des déformations plus élevées sous des niveaux de tension réduits.

### 1.2.1.2 Les polymères piézoélectriques

Le matériau polymère polyfluorure de vinidylène (PVDF ou PVF<sub>2</sub>) est un thermoplastique semi-cristallin. Il est souple, résistant et peut-être fabriqué sous forme de film d'épaisseur comprise entre 6  $\mu m$  et 1  $mm$  et de surface variant de 25  $\times$  25  $mm$  jusqu'à 600  $\times$  600  $mm$ . Le PVDF étant semi-cristallin, il présente une phase amorphe et une phase cristalline. La phase amorphe est formée de chaînes moléculaires désordonnées. La phase cristalline, formée de régions ordonnées plus compactes, présente des structures polaires (dont la phase  $\beta$ ) et une structure non-polaire (phase  $\alpha$ ). Le PVDF est le plus souvent obtenu sous sa phase  $\alpha$  qui ne possède pas de propriété piézoélectrique. Afin d'obtenir ces propriétés, le film doit être étiré mécaniquement puis soumis à un fort champ électrique pour aligner tous les moments dipolaires élémentaires, initialement orientés de manière aléatoire. Il

découle alors deux états piézoélectriques possibles :

- film étiré uniaxialement : les modes de couplages électromécaniques favorisés sont les modes  $\{33\}$  et  $\{31\}$ ,
- film étiré biaxialement : le mode de couplage  $\{33\}$  est privilégié.

Ce matériau est plus rigide et résistant que la plupart des autres polymères et présente une bonne résistance chimique et à la température.

Les caractéristiques piézoélectriques du PVDF sont moins attractives que celles des PZT. En effet, les constantes de charge  $d_{31}$  et  $d_{33}$  variant de 10 à 30  $pC/N$  sont largement plus faibles, la permittivité diélectrique relative se situe aux alentours de 10 et les pertes diélectriques sont élevées ( $\tan \delta = 0.2$ ). Les constantes de tension  $g_{31}$  et  $g_{33}$ , comprises entre 100 et 500  $mV.m/N$  [Atc04], sont plus grandes que pour le PZT (environ 20  $mV.m/N$ ). Enfin, le champ électrique critique est nettement supérieur puisqu'il peut atteindre 100  $MV/m$ .

En ce qui concerne les propriétés mécaniques, les films PVDF sont légers (densité  $\sim 1700 \text{ kg/m}^3$ ) et ont des faibles modules d'Young (de 1 à 10  $GPa$ ) ce qui les rend très flexibles mais aussi très modulables. Ils possèdent un coefficient de couplage électromécanique relativement faible puisque compris entre 0,1 et 0,3. Ces quelques données justifient le fait que les polymères PVDF sont le plus souvent utilisés comme capteurs que comme actionneurs.

Il est à noter que des copolymères du PVDF tel quel le polyvinylidène trifluoroéthylène (PVDF-TrFE) présentent des caractéristiques quasi identiques à celles du PVDF. Les constantes piézoélectriques sont légèrement supérieures mais des améliorations sont amenées en termes de coefficient de couplage électromécanique ( $k_{eff} > 0,3$ ) et une baisse des pertes diélectriques ( $\tan \delta < 0,1$ ). Pour ces raisons, le PVDF-TrFE devient plus attractif que le PVDF.

### 1.2.1.3 Les céramiques électrostrictives

L'électrostriction, présente dans la plupart des matériaux diélectriques, conduit à des effets généralement négligeables devant ceux que procure la piézoélectricité des corps ferroélectriques. En revanche, pour les matériaux à très grande permittivité diélectrique, la déformation électrostrictive devient non-négligeable. Le phénomène d'électrostriction est caractérisé par une dépendance quadratique de la déformation mécanique par rapport au champ électrique, alors que pour l'effet piézoélectrique cette dépendance est linéaire si l'on ne tient pas compte de l'hystérésis (FIGURE 1.2) [Pii05].

Les céramiques pérovskites aux plombs (PMN) font partie de cette famille. Elles se trouvent sous forme de céramiques massives de type PMN-PT et présentent des permittivités diélectriques relatives pouvant varier de 12000 à la température ambiante jusqu'à 40000 pour une température de 85 °C [Trs99]. Le fait d'exploiter

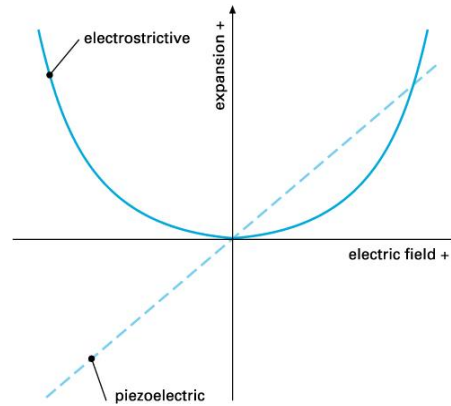
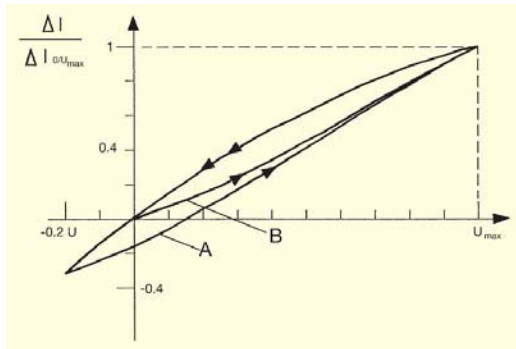
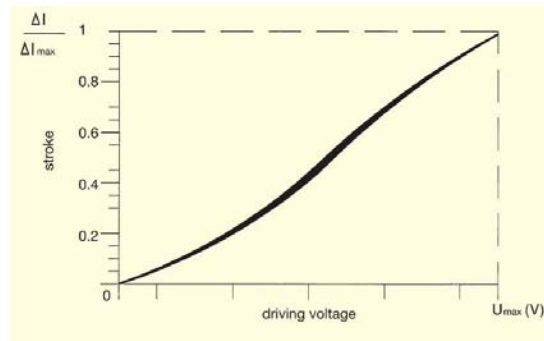


FIG. 1.2 – Exemple de tracé allongement/champ électrique

ces matériaux proches de la température ambiante rend majoritaire l'effet électrostrictif et minoritaire l'effet piézoélectrique donc diminue le phénomène d'hystérésis (FIGURE 1.3). Les déformations mécaniques obtenues pour une céramique de type 0,9PMN–0,1PT peuvent être supérieures à 1000 *ppm* pour un champ électrique supérieur ou égal à 2 *MV/m*.



(a) Céramique piézoélectrique PZT



(b) Céramique électrostrictive PMN

FIG. 1.3 – Exemples de diagramme déformation normalisée/tension

Ces matériaux ont fait l'objet de beaucoup de travaux au cours de ces dernières années tant sur l'aspect matériau en lui-même qu'en ce qui concerne leur mise en œuvre (céramiques multicouches) et leurs applications.

#### 1.2.1.4 Les polymères ioniques

Les polymères ioniques rassemblent tous les polymères qui utilisent les déplacements diffusionnels d'ions, dans le polymère lui-même ou entre le polymère et son environnement, pour produire une déformation. Il existe différents types de polymère ionique qui peuvent être classés en gels, polymères conducteurs et composites polymères ioniques-métal (IPMC). Dans cette partie est décrit le principe



d'actionnement de ce dernier. Ces systèmes sont réalisés à partir de membranes organiques conductrices d'ions telles que le Nafion et Flemion sur lesquelles sont déposées des électrodes en platine ( $Pt$ ) ou en or ( $Au$ ). Le principe de fonctionnement est illustré sur la FIGURE 1.4 [Sha01].

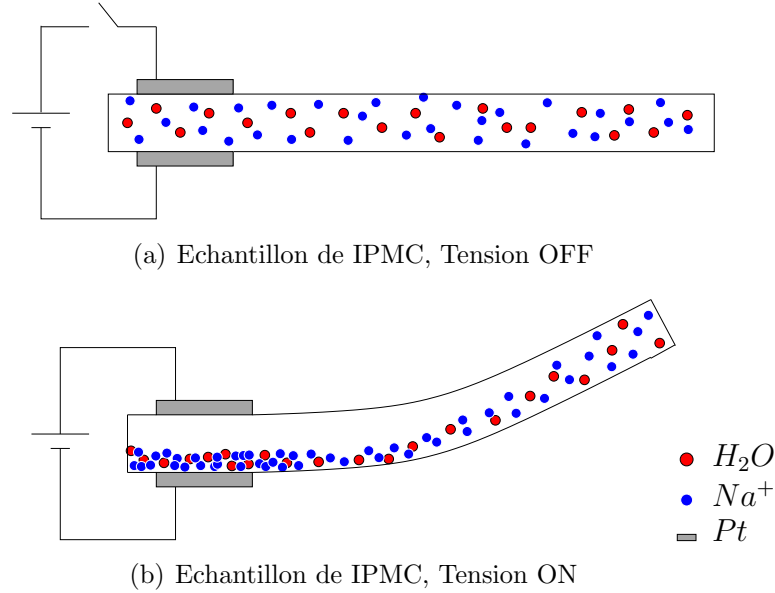


FIG. 1.4 – Principe de fonctionnement des polymères ioniques

L'application d'un champ électrique entre les électrodes entraîne un déplacement d'ions à l'intérieur du matériau qui, au final, change la répartition du solvant près de chaque électrode. Les cations (ions positifs tel que le  $Na^+$ ) migrent vers la cathode (électrode négative) alors que les anions (ions négatifs), qui sont immobiles dans le polymère, subissent une force attractive de l'anode (électrode positive). Au même instant, les molécules d'eau diffusent vers les régions de grande concentration d'ions positifs, soit près de l'anode, pour équilibrer la distribution de charge. En conséquence, la région proche de la cathode augmente de volume alors que celle proche de l'anode diminue de volume. L'ensemble de ces phénomènes entraîne alors une flexion de l'échantillon d'IPMC vers l'anode.

En terme de comportement mécanique, les IPMC sont limités à des fonctionnements de type flexion. Ils peuvent générer des angles de flexion potentiels importants ( $> 360^\circ$  : effet colimaçon) pour des tensions d'alimentation relativement faibles ( $\sim 5 V$ ). Profitant d'une rigidité assez bonne pour ce type de matériau (module d'Young de 0,1 à 0,2  $GPa$ ), ils peuvent fournir des pressions de l'ordre de 0,1  $MPa$ . Un des inconvénients réside dans le fait que les IPMC nécessitent de l'eau pour un fonctionnement optimal. Un système fonctionnant dans l'air ambiant devrait être humidifié toutes les 3 – 5 minutes (pertes d'eau dans les électrodes et par évaporation). Enfin, le mouvement initial est très rapide ( $< 0,1 s$ ) mais pour

atteindre des angles de déflexion élevés, le temps final est nettement plus long (il varie avec la tension).

Pourtant, les IPMC font l'objet d'études nombreuses tant dans l'élaboration de nouveaux procédés, que dans les applications. Ce matériau est l'un des candidats pour une utilisation en tant que muscle artificiel [Sha98].

### 1.2.1.5 Les fluides électrorhéologiques

Les fluides électrorhéologiques (ER) se réfèrent aux matériaux dont les propriétés rhéologiques (viscosité, taux de cisaillement, résistance élastique, etc...) peuvent varier de manière rapide et réversible lors de l'application d'un champ électrique externe. Lorsque les propriétés rhéologiques du fluide ER (viscosité) augmentent avec le champ électrique appliqué, le phénomène est appelé effet ER positif. Si les propriétés décroissent, il est appelé effet ER négatif. Le principe de l'effet ER positif repose sur la formation de chaînes fibrillaires des particules qui affectent de manière sensible les paramètres rhéologiques (FIGURE 1.5).

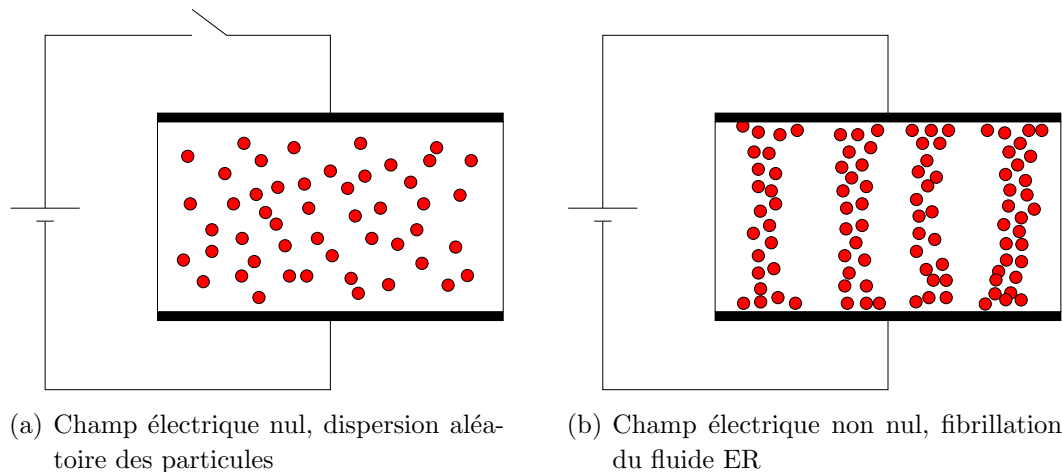


FIG. 1.5 – Schématisation du fonctionnement d'un fluide ER

En effet, le champ électrique provoque la polarisation des particules, les dipôles ainsi induits s'attirent mutuellement et forment ces chaînes parallèles au champ électrique. Les forces interparticulaires sont suffisamment intenses pour que dans certains cas le fluide passe de l'état liquide à l'état solide. La gamme de tension généralement appliquée se situe entre 0,5 et 5  $MV/m$ .

Il existe plusieurs familles de fluide ER. Ceux formés d'un seul fluide tel que de l'huile isolante sont appelés fluide ER homogène, par opposition au fluide ER hétérogène qui sont composés d'un liquide (polymère cristal liquide par exemple) dispersé dans l'huile. Les fluides ER qui contiennent un peu d'eau adsorbée sont appelés aqueux, à l'opposé des fluides ER anhydres où aucun résidu d'eau n'est détecté [Hao01].

De manière générale, les fluides ER sont formés de trois composants :

- la phase dispersée : matière liquide ou solide,
- la phase de dispersion ou continue : fluide support,
- l'additif : activateur polaire.

La phase dispersée est composée de fines particules solides ou liquides appelées matériaux ER. La clef pour réaliser un fluide ER efficace réside dans le choix ou la synthèse du matériau ER. Suivant leur capacité chimique, ils peuvent être classés comme des matériaux organiques, inorganiques ou composites. Selon le mécanisme de polarisation, ils peuvent être classés comme des matériaux polarisables intrinsèquement ou extrinsèquement. La fraction volumique des particules est généralement comprise entre 0,05 et 0,5. Une fraction élevée favorise la fibrillation mais augmente la viscosité en absence de champ électrique. La taille des particules varie de 0,04  $\mu m$  à 100  $\mu m$ . Celles qui ont une conductivité inférieure à  $10^{-6} S/m$  et une permittivité relative supérieure à 10 sont privilégiées.

Le fluide support est de l'huile isolante ou tout autre liquide non conducteur avec un faible tau de volatilité et une grande stabilité chimique. Un fluide support idéal a une faible viscosité inférieure à 10  $Pa.s$ , une grande tension de claquage (très nettement supérieure à 7  $MV/m$ ) et une densité relativement grande de l'ordre de 1200  $kg/m^3$ .

L'activateur polaire le plus fréquemment utilisé est l'eau, puis viennent les acides (organiques ou inorganiques), les agents alcalins, salins et tensioactifs. D'un point de vue quantitatif, il doit représenter entre 5 et 10 % de la masse de la phase dispersée. L'utilisation d'eau pose cependant certains problèmes car à haute température l'eau s'évapore et modifie la composition du fluide, ce qui entraîne une modification des performances.

Viscosité en l'absence de champ	0,1 $Pa.s$
Résistance élastique (3.5 $MV/m$ )	4 $kPa$
Densité de courant (3.5 $MV/m$ )	0,1 $A/m^2$
Fraction de volume des particules	0,3
Taille des particules	10 $\mu m$
Temps de réponse	2 $ms$

TAB. 1.1 – Propriétés d'un fluide ER

Le TABLEAU 1.1 présente des propriétés typiques d'un fluide ER. Les applications des fluides ER sont principalement des systèmes d'amortissements (amortisseurs, bloc support de moteur), d'embrayage et de valve (hydraulique, imprimante à jet d'encre). De nouvelles études sont réalisées pour utiliser les fluides ER comme

capteur haptique dans le domaine du médical pour avoir des retours de sensation lors de palpation des tissus par exemple [Kha04].

### 1.2.2 Les matériaux thermo-actifs

Les alliages à mémoire de forme (AMF) désignent la classe des matériaux qui, après une déformation permanente à basse température, peuvent retrouver leur forme initiale par chauffage. Ce phénomène est appelé effet de mémoire de forme. Cette propriété est due à la transformation entre une phase mère à haute température, nommée pour ces matériaux austénite, et une phase produite à basse température, nommée martensite. A l'origine, cette transformation est produite par une variation de température de l'alliage ou par l'application d'une contrainte mécanique (dans une gamme de température appropriée).

Un cycle de transformation martensitique comporte plusieurs séquences qui peuvent être décrites de la manière suivante (FIGURE 1.6) [Aba00] :

1. état initial, l'AMF a été allongé, cette déformation est maintenue par le biais d'une masse suspendue à son extrémité par exemple,
2. l'AMF est chauffé, la température augmente et dépasse la valeur  $A_s$  (température de début d'austénite), l'AMF entre dans la transformation austénite et se contracte,
3. la température arrive à la valeur  $A_f$  (température de fin d'austénite), l'AMF est dans sa phase totale d'austénite, l'allongement est nul (retour à sa position neutre),
4. l'AMF refroidit, la température arrive à  $M_s$  (température de début de martensite), il commence sa transformation martensitique qui est favorisée par la contrainte amenée par la masse, l'AMF s'allonge,
5. à la température  $M_f$  (température de fin de martensite), l'AMF retrouve sa position initiale.

Les AMF exploitent dans certaines conditions l'effet superélastique. La FIGURE 1.7 illustre ce comportement pseudo-élastique [Gué96].

Deux cas sont envisagés pour expliquer la superélasticité :

- Premier cas (FIGURE 1.7(a)), l'AMF possède une température inférieure à  $M_s$ . Il est en phase martensite (1) en position de repos sans allongement. Une contrainte est appliquée et a pour effet de réorienter les martensites provoquant un déplacement global (2) (déformation élastique). La contrainte est supprimée mais la déformation est toujours présente du fait de la présence des martensites orientés (3) (la déformation initiale intervenant dans l'explication de la transformation martensitique a été créée ainsi). Le matériau se

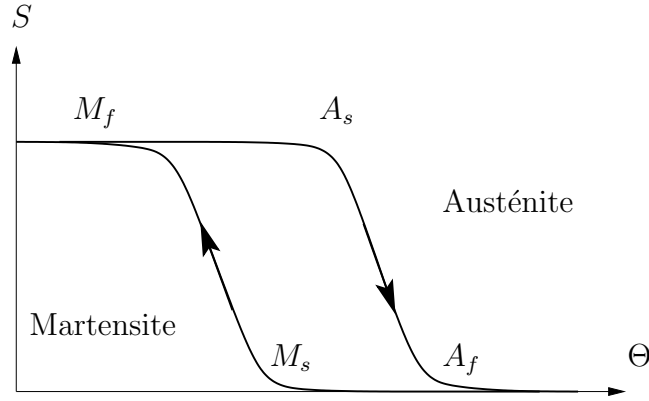


FIG. 1.6 – Evolution de la déformation  $S$  en fonction de la température  $\Theta$  d'un AMF

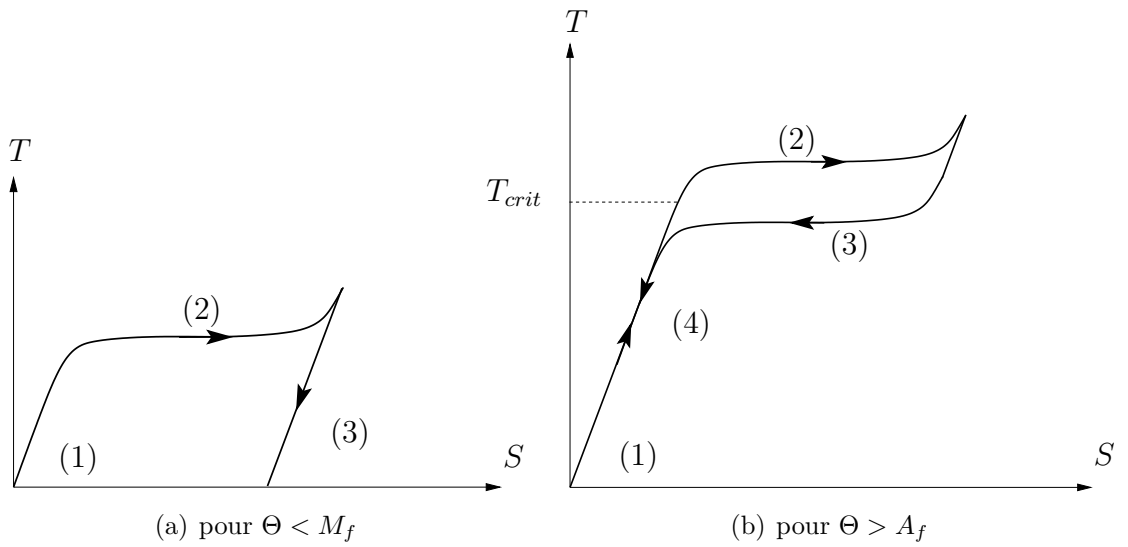


FIG. 1.7 – Courbe contrainte  $T$  / déformation  $S$

trouve donc avec un allongement initial, ce qui correspond au comportement de tous les matériaux en général.

- Deuxième cas (FIGURE 1.7(b)), L'AMF est maintenant soumis à une température supérieure à  $A_f$ . Durant tout ce fonctionnement, il n'existe alors que les austénites (1). L'application d'une contrainte provoque une déformation élastique de l'austénite. Lorsque la contrainte critique ( $T_{crit}$ ) est dépassée, il existe en plus une déformation de transformation de phase (austénitique vers martensitique) due à l'apparition de martensite orientée auto-accomodante (2), c'est l'effet superélastique. Seul la martensite orientée est présente après la phase de transition. Lorsque la contrainte est enlevée, les martensites orientées disparaissent (3) car la température est supérieure à  $A_f$  et l'austénite réapparaît. L'AMF reprend alors sa forme initiale par le trajet de déformation élastique (4).

Il existe de nombreux alliages présentant l'effet de mémoire de forme. Les plus courants sont les alliages à base de nickel-titane ( $NiTi$ ) qui sont utilisés avec des compositions de 50% – 50%. Il vient ensuite les alliages à base de cuivre ( $CuZnAl$ ,  $CuAlNi$ ,  $CuAlBe$ ) et les alliages à base de fer ( $FeMnSi(NiCr)$ ). Le TABLEAU 1.2 donne quelques éléments de comparaisons entre les alliages nickel-titane et cuivre.

		<i>NiTi</i>	<i>CuZnAl</i>	<i>CuAlNi</i>
Masse volumique	$kg/m^3$	6500	7500	7500
Résistivité électrique	$10^{-8}\Omega.m$	60	8	12
Module d'élasticité en traction de l'austénite	$GPa$	90	70	70
Module d'élasticité en cisaillement de l'austénite	$GPa$	35	25	25
Limite de rupture	$MPa$	800 à 1000	300 à 600	400 à 700
Température maximale d'utilisation	$^{\circ}C$	300	130	250
Température de transformation $M_s$	$^{\circ}C$	-200 à 100	-200 à 80	60 à 200
Déformation maximale en traction	%	8	4 à 6	4 à 6
Conductivité thermique	$J/K.m.s$	10	120	75

TAB. 1.2 – Propriétés des alliages à mémoire de forme classiques

Les AMF sont disponibles sous différentes formes comme des fils (diamètres variant entre 0,025 et 5 mm), des fils plats ou des rubans (section variant de  $0,025 \times 0,05$  mm à  $2 \times 10$  mm), des tubes et plus récemment des feuilles (épaisseur  $> 0,02$  mm, largeur 75 – 100 mm) [Leb04]. Parmi leurs applications les plus innovantes, citons le contrôle actif de forme, sujet qui a fait l'objet d'une recherche spécifique au sein du groupe EM3 <sup>(1)</sup> [Duv05].

### 1.2.3 Les matériaux à effet de couplage magnéto-mécanique

#### 1.2.3.1 Les matériaux magnétostrictifs

La magnétostriction est le changement des dimensions physiques d'un matériau en réponse à une modification de son état magnétique. Ainsi, un matériau magnétostrictif change de forme quand il est soumis à un champ magnétique. La plupart

<sup>(1)</sup> Groupe de Recherches en Electrodynamique de l'INPT/ENSEEIHT/CNRS - Matériaux, Machines et Mécanismes Electroactifs

des matériaux ferromagnétiques présentent cette propriété, bien que les déplacements observés soient généralement très faibles. La plus grande magnétostriction mesurée pour un élément pur à température ambiante est celle du cobalt qui atteint 60 *ppm*. En alliant certains éléments, une magnétostriction "géante" peut être obtenue sous des champs magnétiques relativement faibles. La magnétostriction la plus élevée est celle des alliages de fer avec des éléments de la famille des terres rares tels que le dysprosium (*Dy*) et le terbium (*Tb*) formant ainsi les composés  $DyFe_2$  et  $TbFe_2$ . Cependant ces matériaux possèdent une forte anisotropie magnétique qui nécessite un champ magnétique très élevé pour induire la magnétostriction, d'où l'apparition d'un nouvel alliage à base de *Fe*, *Dy* et *Tb*. Ces alliages sont généralement stoechiométriques, de la forme  $Tb_x Dy_{1-x} Fe_2$  et sont nommés Terfenol-D. Ils opèrent sous une polarisation mécanique, se déforme d'environ 2000 *ppm* dans un champ d'excitation de 160 *kA/m* à température ambiante [Gro99] et 7000 *ppm* à une température cryogénique ( $< 180^\circ K$ ). Le TABLEAU 1.3 présente une comparaison des principales caractéristiques d'un alliage magnétostrictif à déformation géante ( $Tb_{0.3} Dy_{0.7} Fe_2$ ) avec celles que présentent les céramiques PZT, en version massive (*PZT* – 4) et multicouche, commercialisées par Cedrat Technologies [Ced02]. Pour des applications de type actionneur et transducteur, le Terfenol-D est le matériau magnétostrictif le plus couramment considéré. Comme actionneur linéaire, il peut offrir des déplacements de l'ordre de 20 à 200  $\mu m$  avec des forces de 500 à 5000 *N* [Cla97].

		<b>Terfenol-D</b>	<b><i>PZT</i> – 4</b>	<b>Multicouche</b>
Déformation max. statique	<i>ppm</i>	1800	600	1250
Déformation max. dynamique	<i>ppm</i>	4000	1600	2000
Coefficient de couplage électromécanique	%	70	67	65
Module d'Young	<i>GPa</i>	25	60	40
Précontrainte max.	<i>MPa</i>	50	50	40

TAB. 1.3 – Propriétés de matériau magnétostrictif et piézoélectrique

Le mécanisme de magnétostriction peut-être séparé en deux séquences. Le premier processus est dominé par la migration des parois des domaines dans le matériau en réponse à un champ magnétique extérieur. Le second est la rotation des domaines. Les deux mécanismes permettent de changer l'orientation des domaines qui en tournant causent le changement dimensionnel.

La forme usuelle du Terfenol-D est un cylindre massif qui, pour des raisons de fabrication, possède un diamètre maximal de 70 *mm* environ [Gra02]. Ce type de géométrie est utilisée quand l'action mécanique impose une grande force. Le moulage d'époxy est une autre possibilité. Cette technologie est réalisée en mixant des particules de Terfenol-D avec une résine d'époxy approprié puis en coulant le

tout dans un moule pour produire la géométrie voulue. Le composite ainsi formé à une magnétostriction d'environ 10 % de celle obtenue avec le matériau massif. Citons enfin, les matériaux magnétostrictifs en films minces qui sont déposés sur un substrat, typiquement du silicium, et qui ont pour applications premières des capteurs de champ magnétique et des systèmes de micro-actionneurs comme des micro-pompes.

### 1.2.3.2 Les fluides magnétorhéologiques

Tout comme les fluides ER, les fluides magnétorhéologiques (MR) ont la possibilité de passer d'un état liquide à un état solide par l'application cette fois d'un champ magnétique. Ils sont composés de particules ferromagnétiques ou ferromagnétiques en suspension dans un liquide aqueux ou organique. Les particules utilisées sont des compositions de céramique, de métal et d'alliage qui possèdent des multidomaines magnétiques. La taille varie du micromètre à quelques dizaines de micromètres. Le matériel le plus utilisé dans la préparation de fluide MR est une poudre de fer obtenue par décomposition de pentacarbonyl de fer ( $Fe(CO)_5$ ).

Dans son état initial, les fluides MR possèdent des viscosités de 0.1 à 10  $Pa.s$  pour de faibles taux de cisaillement [Gen02]. Quand le champ magnétique est appliqué, les particules deviennent magnétisées par petits domaines et se comportent comme de minuscules aimants. L'énergie magnétique d'interaction entre les particules est minimisée lorsqu'elles s'alignent dans la direction du champ magnétique. Le fluide MR subit alors une augmentation considérable de sa résistance élastique statique. Plus le champ augmente, plus la résistance augmente.

	<b>Fluide ER</b>	<b>Fluide MR</b>
Temps de réponse	millisecondes	millisecondes
Viscosité plastique	0,2 à 0,3 $Pa.s$	0,2 à 0,3 $Pa.s$
Alimentation	2 à 5 $kV$ - 1 à 10 $mA$	2 à 25 $V$ - 1 à 2 $A$
Résistance élastique max.	2 à 5 $kPa$ (de 3 à 5 $MV/m$ )	50 à 100 $kPa$ (de 150 à 250 $kA/m$ )
Densité	1000 à 2000 $kg/m^3$	3000 à 4000 $kg/m^3$

TAB. 1.4 – Comparaison fluide MR / fluide ER

Le TABLEAU 1.4 [But02] présente quelques caractéristiques de fluide MR mises en opposition à celles d'un fluide ER. On observe une différence de deux décades pour le fluide MR en terme de résistance élastique dynamique (limite apparente d'élasticité). Les fluides MR sont très utilisés dans les systèmes de suspension pour véhicule mais aussi, dans le domaine qui nous intéresse, pour des dispositifs de prothèse du genoux [Lor04].



## 1.3 Applications dans les domaines du médical/biomédical

### 1.3.1 L'instrumentation

#### 1.3.1.1 Cathéter et endoscope

L'endoscopie est l'examen d'une cavité ou d'un organe creux du corps humain à l'aide d'un appareil glissé à l'intérieur du corps (endoscope). Celui-ci permet de prélever des échantillons de tissus ou d'effectuer de petites interventions sous contrôle optique. L'extrémité de l'endoscope est généralement orientable. Le système de commande est composé de quatre câbles qui sont manipulés par le chirurgien par l'intermédiaire d'une molette. Les endoscopes ont un diamètre extérieur variant de 5 à 15 *mm*. Dans la même catégorie, les cathéters sont des tubes (diamètre 0,7 à 3 *mm*) qui sont également introduits dans les organes creux afin de le drainer ou d'y introduire un liquide. Ils peuvent être utilisés aussi comme capteurs pour mesurer par exemple la pression sanguine dans le cœur (cathéter cardiaque). À la vue de ces définitions, le domaine de l'endoscopie semble propice à l'utilisation des matériaux actifs pour la motorisation et l'actionnement multi-degrés de liberté de ces dispositifs. Les matériaux tout particulièrement concernés sont les alliages à mémoires de forme (AMF). Quelques exemples d'actionneurs pour cathéter et endoscope sont détaillés par la suite.

#### Cathéter à un degré d'action

Une des premières applications des AMF dans le domaine médical a été l'actionnement en flexion de micro-cathéter endovasculaire pour la chirurgie invasive minimale. Le critère principal de conception de ce type de cathéter est de diminuer tant que possible le diamètre du tube extérieur tout en gardant un diamètre intérieur du cathéter suffisamment grand pour pouvoir y introduire des micro-outils. Cette contrainte impose aux AMF des dimensions de fils assez petites. La structure proposée par [Lee02] est actionnée par des fils en AMF préformés en ressort ayant pour diamètre 100  $\mu m$ . Le ressort a une géométrie plane et pour dimensions une largeur de 500  $\mu m$ , une épaisseur de 100  $\mu m$  et un pas de 400  $\mu m$ . Un schéma du cathéter est représenté sur la FIGURE 1.8.

Le cathéter actif est composé de :

- un tube extérieur en polyuréthane de diamètre extérieur 3 *mm*,
- un tube intérieur en silicone de diamètre intérieur 2 *mm*,
- trois ressorts en AMF positionnés entre le tube intérieur et le tube extérieur intercalés de 120 °,
- deux bagues pour la connection des fils d'alimentation, une en cuivre pour relier toutes les masses et une en polybutylène téréphtalate (PBT) pour isoler

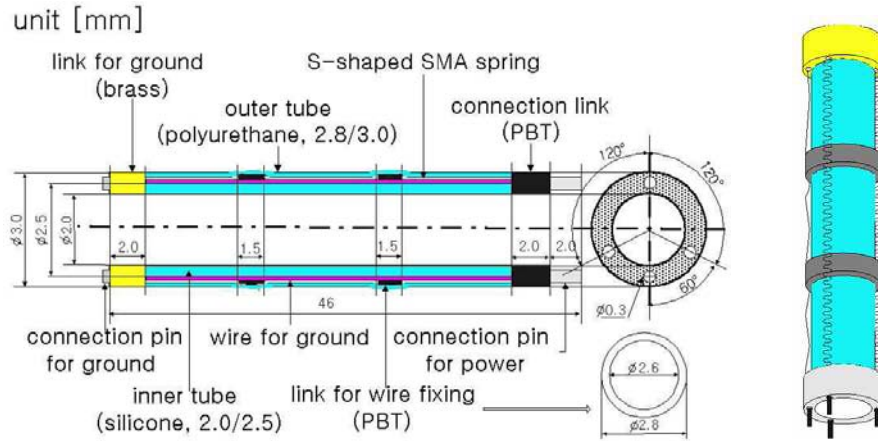


FIG. 1.8 – Structure du cathéter actif à base de ressort AMF [Lee02]

les trois fils AMF,

- deux bagues en PBT pour fixer le fil de masse et les ressorts en AMF sur le tube intérieur.

Les liens en cuivre et en PBT, en plus d'assurer une connection électrique, permettent de fixer mécaniquement les fils AMF à chaque extrémité. De même, les petites bagues en PBT assurent une position initiale des fils AMF identiques durant tout le fonctionnement.

En appliquant un courant sur l'un des trois fils AMF, ce dernier se contracte, impliquant la flexion du cathéter du côté du fil activé. Si le courant est appliqué à deux fils simultanément, il est possible de courber le cathéter suivant plusieurs axes. La FIGURE 1.9 présente le comportement en flexion du cathéter pour différentes valeurs du courant (appliqué durant 3 s). Une courbure de 90 ° est atteinte pour un courant d'au moins 200 mA au bout de 2 s.

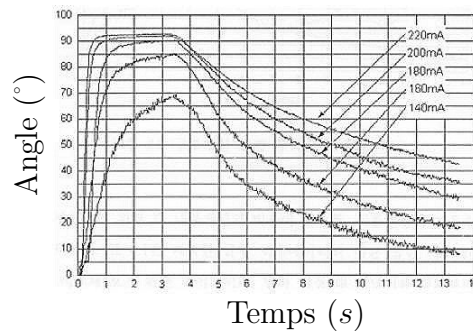


FIG. 1.9 – Relevé de l'angle de déformation pour différents courants [Lee02]

### Cathéter à trois degrés d'action

En plus du mouvement de flexion, les cathéters actifs peuvent produire des mouvements de torsion et d'extension (pour gagner en précision sur des phases de progression délicates) et inclure un contrôle de la rigidité du cathéter. Le concept

mis au point par [Hag04] est illustré sur la FIGURE 1.10. L'ensemble forme un micro-actionneur. En associant plusieurs de ces micro-actionneurs il est alors possible de créer un cathéter totalement contrôlable qui se meut tel un serpent.

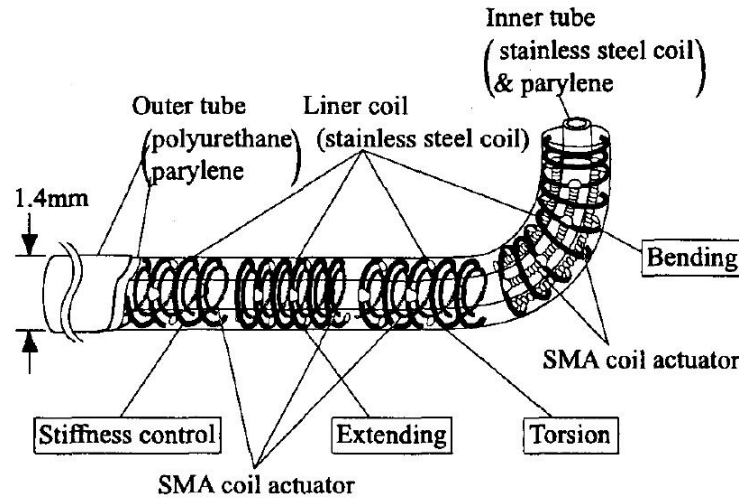


FIG. 1.10 – Structure du cathéter actif avec mécanisme de torsion, d'extension et de rigidité [Hag04]

Le mouvement de flexion est cette fois réalisé avec des micro-spires de fil AMF (diamètre de 50 à 100  $\mu m$ , FIGURE 1.11(a)) accolées à une spire de métal par une électrodéposition de résine acrylique. Pour éviter tout contact avec un fluide, le tout est recouvert de polymère.

Le mécanisme de torsion est constitué d'un fil vrillé d'AMF formant une spirale qui est fixée axialement à une spire en métal et de manière "tête-bêche" (FIGURE 1.11(b)) [Hag00]. Quand le fil est échauffé par un courant, la spire AMF se "désentortille" provoquant ainsi une rotation. A l'inverse, quand le courant est supprimé, c'est la spire de métal qui vrille le cathéter. Un actionneur d'un diamètre extérieur de 1,3 mm et d'une longueur de 7 mm a ainsi fourni une rotation de 70 ° pour un courant de 80 mA.

Le mécanisme d'allongement est obtenu à l'aide d'un fil AMF en forme de ressort comme pour la torsion, mais comprimé et fixé coaxialement sur une spire de métal de manière non antagoniste. Lorsque le fil AMF est traversé par un courant, celui-ci s'allonge et génère un mouvement linéaire. La spirale en métal permet un retour en position initiale quand le courant est coupé.

Le contrôle de la rigidité est assuré par un fil AMF en forme de spirale, dans un état initial non déformé, fixé coaxialement sur une spirale en métal. Le fil AMF ne se déforme pas lorsque le courant est appliqué mais rigidifie la zone où il est positionné.

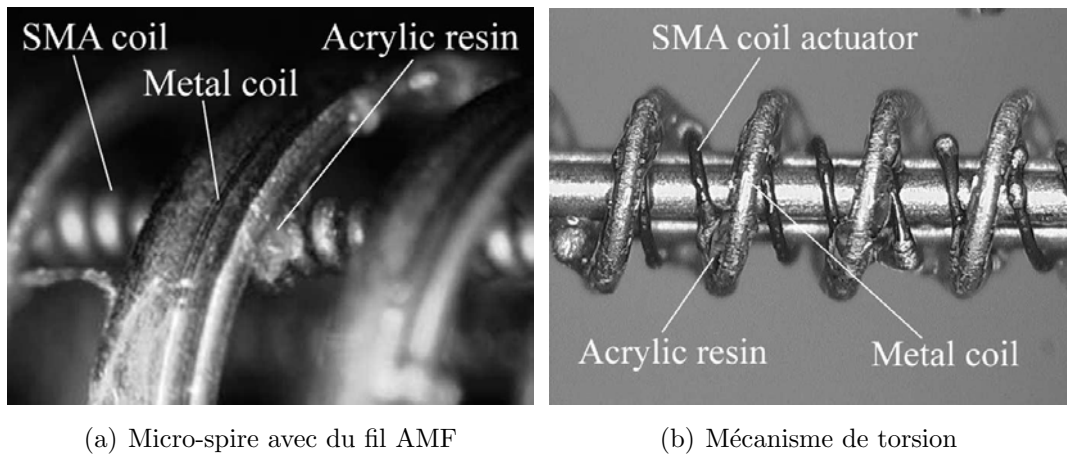


FIG. 1.11 – Structure du cathéter actif avec mécanisme de torsion, d'extension et de contrôle de rigidité [Hag04]

### Endoscope ou fibroscope sigmoïdien

L'actionneur décrit dans [Iku88] est destiné à l'exploration du côlon sigmoïde. Ce dernier est un organe non plan, il est déployé suivant plusieurs dimensions. L'actionneur dimensionné doit répondre à cette contrainte et comporte donc cinq éléments : quatre éléments sont flexibles dans un même plan et le cinquième, situé à l'extrémité, est flexible suivant un plan perpendiculaire au précédent. La FIGURE 1.12 montre trois segments de l'endoscope.

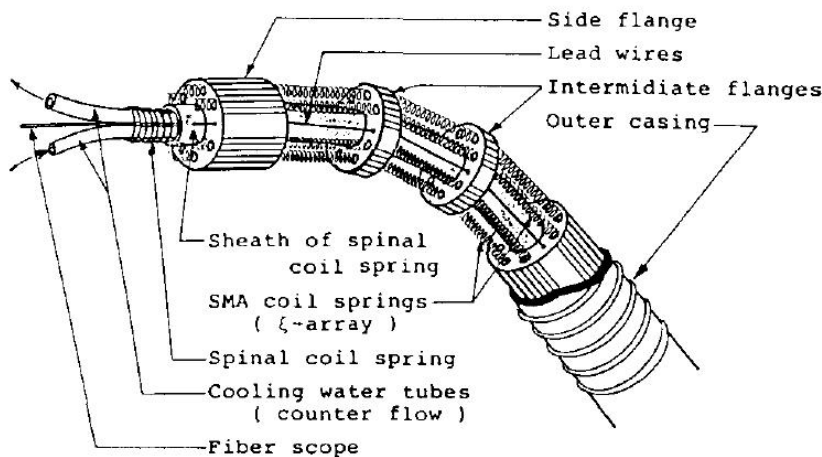


FIG. 1.12 – Structure de l'endoscope actif [Iku88]

Le diamètre extérieur de l'endoscope est de 13 mm, chaque segment mesure 40 mm ce qui donne une longueur totale de 215 mm pour l'endoscope. La partie centrale, qui fait office de squelette, est formée d'un ressort hélicoïdal en acier inoxydable. L'actionnement est réalisé par des ressorts en AMF de diamètres

1 mm (diamètre des fils :  $200\ \mu\text{m}$ ) fixés à des brides intermédiaires. La déformation des AMF est comprise entre 4,3 % et 6 %. Pour aider les ressorts AMF dans la phase de refroidissement, la gaine centrale comporte deux circuits où circule de l'eau. En terme de performance, l'endoscope possède une vitesse de courbure de  $30^\circ/\text{s}$  (angle max. :  $60^\circ$ ) pour un couple maximum produit de  $6,9\ \text{N.m}$ .

### Accessoires pour l'endoscopie

L'étude proposée par [Rey99] porte sur un nouveau concept de système mobile pour colonoscopie. Ce système se base sur un robot mobile de type Inchworm (FIGURE 1.13). Il est composé de quatre parties distinctes : la première, incluant les deux pièces aux extrémités, sert au blocage du robot, la deuxième et la troisième permettent de créer des mouvements de rotation suivant les deux axes qui sont perpendiculaires à l'axe d'extension et la quatrième qui crée l'allongement nécessaire pour faire avancer le robot.

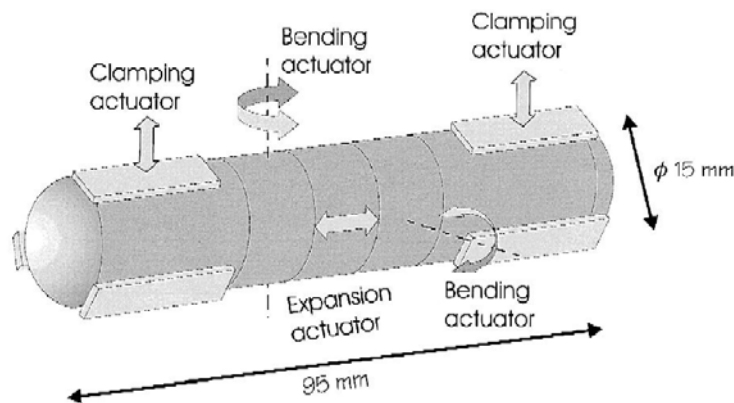


FIG. 1.13 – Robot mobile pour colonoscopie [Rey99]

Seule la partie relative au système de rotation est ici détaillée. Cette structure est composée de plusieurs modules identiques (FIGURE 1.14(a)) et ressemble à une colonne vertébrale. Chaque module (FIGURE 1.14(b)) peut se courber d'un angle de  $\pm 15^\circ$ . Pour obtenir un actionneur à deux dimensions, certains modules adjacents sont pivotés de  $90^\circ$ . Un module est formé de deux pièces identiques en aluminium reliées par deux charnières superélastiques. Des rubans en AMF fixés sur chaque pièce actionnent le tout, le rappel en position neutre est effectué par les charnières. Le prototype a pour dimension 15 mm de diamètre et 4 mm de hauteur avec des bandes en AMF de  $40\ \mu\text{m}$  d'épaisseur et 1,5 mm de large pouvant fournir un effort de 6 N.

Toujours avec la même idée de réaliser des instruments pour la chirurgie invasive minimale, l'endoscope est équipé de fibre optique pour permettre de visualiser un organe ou une cavité. Cet endoscope peut-être muni de systèmes donnant accès

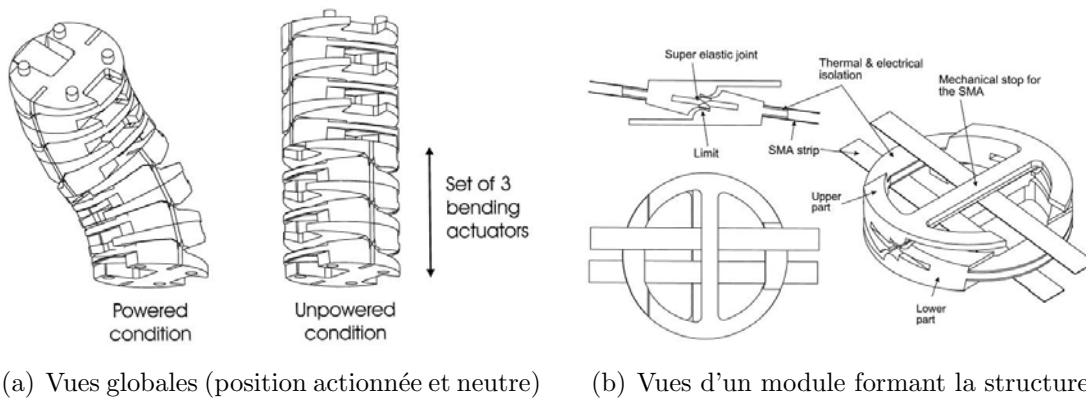


FIG. 1.14 – Système de courbure d'un robot mobile de type Inchworm [Rey99]

à des moyens de réglage de l'optique. Des prototypes de miroir et de système grossissant pour l'endoscopie ont ainsi été développés [Pei97].

Le miroir est conçu pour modifier l'angle de vue de l'extrémité de l'endoscope sur une plage de  $140^\circ (\pm 70^\circ)$ . Le système est mis en rotation par un fil AMF de diamètre  $80\ \mu\text{m}$  enroulé sur l'axe pivotant du miroir et entrelacé sur de petites poulies (FIGURE 1.15(a)). Une version du système a pour diamètre  $11\ \text{mm}$  et pour longueur  $20\ \text{mm}$ . Lorsque le fil est chauffé, il se contracte et fait pivoter le miroir (déformation maximale de 3 %), un ressort de torsion, placé sur l'axe du miroir, le ramène dans sa position initiale.

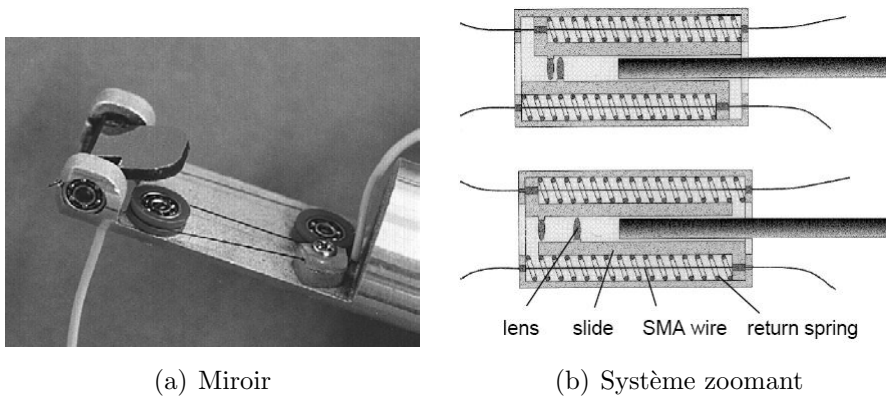


FIG. 1.15 – Accessoires pour l'endoscopie [Pei97]

Le système zoomant est aussi placé à l'extrémité de l'endoscope. Il est composé de lentilles montées sur des glissières qui peuvent se translater indépendamment du corps. La glissière est actionnée par des fils AMF, la force de rappel étant produite grâce à des ressorts (FIGURE 1.15(b)). La taille totale du système est de  $15\ \text{mm}$  et la déformation maximale des fils AMF de 3 %, les lentilles peuvent alors bouger de  $390\ \mu\text{m}$ , permettant d'obtenir un facteur grossissant de 166 %.

### 1.3.1.2 Pince

La première étude effectuée par [Mor04] porte sur la réalisation d'une pince miniature pour les opérations de suture. Les principales spécifications pour la pince sont : diamètre extérieur de 100 *mm*, longueur de 25 *mm*, possibilité de travail dans un environnement humide et grande fiabilité. Comme l'illustre la FIGURE 1.16, la structure développée est composée de :

- deux mâchoires : une fixe sur l'armature, l'autre mise en mouvement pour fournir l'effort nécessaire à la fermeture,
- un ensemble de fils AMF : les fils actionnent la mâchoire mobile pour créer la fonction de pince,
- un système de poulies, il permet d'optimiser la taille et de faciliter la contraction des fils AMF,
- un ressort de rappel : situé sur l'axe pivotant de la mâchoire mobile, il permet un retour en position initiale qui correspond à une pince ouverte.

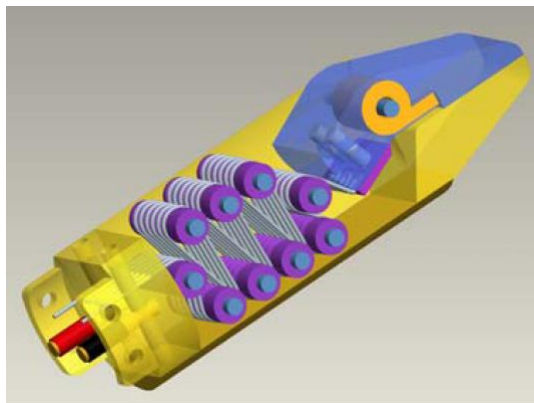


FIG. 1.16 – Pince miniature pour opérations de suture [Mor04]

Après optimisation, le système est composé de quatre fils AMF de 67 *mm* de longueur et de diamètre 254  $\mu m$  avec six boucles, qui génèrent une force de 9 *N*.

La deuxième étude décrite dans [Car98] a pour but la conception de micro-pince pour des applications médicales mais aussi biologiques, en utilisant la technique de fabrication appelé LIGA (lithographie profonde par rayons X, électro-croissance et moulage, procédé de fabrication des micro-objets de haute précision). L'actionneur est illustré sur la FIGURE 1.17.

La micro-pince est composée d'un actionneur piézoélectrique de type PZT associé à un système mécanique permettant d'amplifier la déformation normale de la céramique PZT en un mouvement transversal des mâchoires compris entre 100  $\mu m$

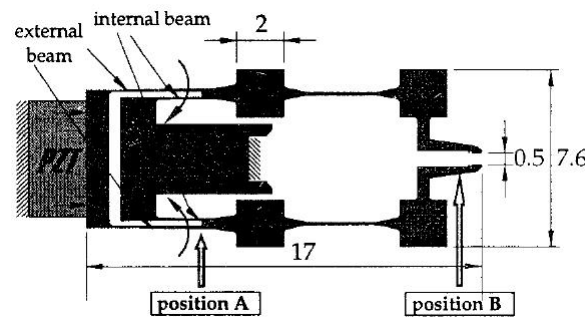


FIG. 1.17 – Micro-pince [Car98]

et  $200\ \mu m$ . Le volume central est immobile et joue un rôle de charnière ou axe pivot. Lorsque les céramiques se déforment sous l'application d'un champ électrique, les lames internes et externes situées de part et d'autre de la partie centrale fléchissent provoquant ainsi la fermeture des mâchoires. Le système mécanique est fabriqué en nickel recouvert d'une fine couche d'or. Les performances atteintes avec ce système sont un déplacement de  $150\ \mu m$  pour une tension de  $800\ V$ .

### 1.3.1.3 Microchirurgie rétinienne

Les limitations humaines en termes de mouvement exact en micro-manipulation gênent beaucoup les performances de la micro-chirurgie. Certaines procédures sont difficiles, d'autres sont impossibles. Ces limitations sont dues aux petits mouvements involontaires des mains (tremblements, secousses, à-coups). En microchirurgie ophtalmologique, le tremblement est assimilable à des oscillations qui ont des composantes dans la gamme de fréquence comprise entre  $8$  et  $12\ Hz$ . Une procédure commune en microchirurgie vitréo-rétinienne implique un déplacement des membranes d'environ  $20\ \mu m$  de part et d'autre de la rétine. Durant cette procédure, des mesures du déplacement de l'extrémité de l'appareil ont montré l'existence d'oscillations de l'ordre de  $50\ \mu m$ . D'où l'intérêt d'atténuer ces perturbations.

Pour réduire ces oscillations en deçà de  $10\ \mu m$ , un système de correction a été mis au point portant le nom de MICRO [Ang01]. Le concept ressemble aux instruments utilisés en micro-chirurgie vitréo-rétinienne (FIGURE 1.18).

Il est composé d'une armature tubulaire de diamètre  $2\ mm$  sur laquelle est fixé sur une extrémité un bloc contenant tous les capteurs de mouvements. Ces capteurs permettront de piloter le système par l'intermédiaire d'un algorithme de correction et de compensation. L'actionnement est assuré par des céramiques piézoélectriques multicouches de dimension  $5 \times 5 \times 18\ mm$ . Pour avoir un déplacement suffisant, un actionneur est formé de sept céramiques. Le système MICRON est muni de trois actionneurs pour piloter selon trois dimensions l'axe intraoculaire. Deux tests ont été réalisés [Ang00], le premier impose un mouvement sinusoïdal de  $80\ \mu m$  crête à



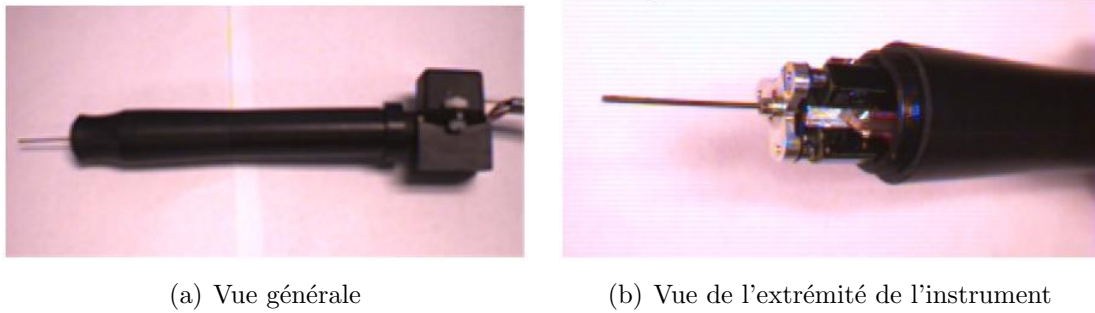


FIG. 1.18 – Instrument correcteur pour micro-chirurgie [Ang01]

crête à une fréquence de  $10,2\text{ Hz}$  selon l'axe longitudinal de la tige, le second génère un mouvement circulaire sur un rayon de  $70\text{ mm}$  à la même fréquence selon un plan perpendiculaire à l'axe de la tige. Les résultats ont donné une erreur efficace de  $2,5\text{ }\mu\text{m}$  pour le mouvement à une dimension et de  $11,2\text{ }\mu\text{m}$  pour le mouvement à trois dimensions.

### 1.3.2 L'imagerie

#### 1.3.2.1 Transducteur émetteur/ récepteur

L'imagerie médicale ultrasonore est l'une des techniques les plus répandue en imagerie. Elle possède des avantages variés par rapport aux systèmes tels que les rayons X conventionnels et l'imagerie par résonance magnétique. Elle n'utilise pas de radiation électromagnétique nuisible, est non-invasive, portable, rentable. Elle peut procurer des images en temps réel et fournit de meilleures informations sur les tissus que les rayons X.

Les ultrasons sont utilisés principalement dans la gamme de fréquence de  $1$  à  $30\text{ MHz}$  [Gur98]. Les fréquences les plus basses de  $2$  à  $5\text{ MHz}$  correspondent aux études abdominales, obstétriques et cardiologiques, les fréquences de  $5$  à  $7,5\text{ MHz}$  sont employées pour la pédiatrie et les applications vasculaires périphériques et les hautes fréquences de  $10$  à  $30\text{ MHz}$  sont utilisées pour l'imagerie intravasculaire, intracardiaque et des yeux. Les applications cliniques de cette technique sont en pleine expansion vue la gamme de fréquence visée ( $> 100\text{ MHz}$ ) pour les futurs transducteurs.

Le matériau de prédilection pour les ultrasons médicaux correspond aux céramiques piézoélectriques. En effet, elles peuvent fonctionner en tant qu'émetteur et récepteur d'ondes acoustiques. L'élément piézoélectrique joue un rôle important dans la détermination des caractéristiques du faisceau sonore. Il doit avoir une

impédance acoustique proche de celle du corps ( $\sim 1,5 \text{ MRayls}^{(2)}$ ), un grand coefficient de couplage électromécanique, une grande constante diélectrique, de faibles pertes, doit être bon marché et facile à fabriquer.

Depuis plusieurs années, les céramiques PZT de type PZT-5H et PZT-5A [Mor05] sont les matériaux des transducteurs standards en raison du haut coefficient de couplage et de la gamme de constante diélectrique accessibles. Cependant, un des inconvénients est leur grande impédance acoustique qui est mal adaptée à celle des tissus biologiques. Mais l'apparition de nouveaux matériaux ouvre aujourd'hui la voie à de nouveaux concepts de transducteurs. Le TABLEAU 1.5 compare les principales propriétés pour l'imagerie médicale des matériaux piézoélectriques disponibles à ce jour.

	PZT	PVDF	Piezocomposite	PZN-PT
Impédance acoustique ( $\text{MRayls}$ )	30	4,3	10 <sup>(2)</sup>	30
	–	+	+	–
Coefficient de couplage	0,5-0,7	0,1-0,3	0,5-0,7	0,9-0,95
	+	–	+	+
Constante diélectrique	200-5000	6-10	100 – 5000 <sup>(3)</sup>	1000-4000
	+	–	+	+
Pertes ( $\tan \delta$ )	0,02	0,25	0,02-0,03	0,06-0,06
	+	–	+	+
Coût	peu cher	cher	moyen	très cher
	+	–	+	–
+ : avantage      – : inconvénient				

TAB. 1.5 – Principales caractéristiques des matériaux piézoélectriques pour l'imagerie médicale

Les polymères piézoélectriques PVDF sont une alternative aux céramiques piézoélectriques. L'impédance acoustique est proche de celle du corps et les coefficients de tension ont des valeurs assez grandes ( $g_{33} = 152 \text{ mV.m/N}$ ). Ces matériaux sont flexibles et adaptables à quelques formes. Mais leur utilisation en

<sup>(2)</sup> Unité de mesure d'une impédance acoustique qui permet de caractériser la propagation d'un son dans un milieu, elle est en rapport avec la densité du milieu et la vitesse du son dans le milieu ( $1 \text{ Rayl} = 1 \text{ kg/m}^2.\text{s}$ ), exemple pour l'air :  $415 \text{ Rayls}$ .

<sup>(2)</sup> Peut-être adaptée.

<sup>(3)</sup> Proportionnel au pourcentage de PZT.

tant que transducteur est limitée par la faible constante diélectrique et coefficient de couplage. De plus les pertes diélectriques sont non négligeables par rapport aux céramiques.

Les matériaux piézocomposites sont constitués d'une phase active (en général de fins bâtonnets ou fibres de céramique PZT) noyée dans une phase inactive (une matrice polymère) [Lee03]. Les propriétés des piézocomposites peuvent être adaptées en changeant la connectivité des phases (piézocomposite 1-1, 2-2, 1-3, etc...), la fraction de volume de la céramique dans le composite et la distribution spatiale de la phase active dans la matrice polymère.

Les monocristaux relaxeurs incluant les quartz ( $SiO_2$ ) et le niobate de lithium ( $LiNbO_3$ ) sont utilisés depuis des dizaines d'années comme des oscillateurs et pour les systèmes d'onde acoustique de surface. Le développement de monocristaux de type PZN-PT, PMN-PT et PSN-PT ont suscité beaucoup d'intérêt ces dernières années. Ils offrent la possibilité d'améliorer les performances des transducteurs. Ils ont un coefficient de couplage électromécanique très élevé ( $k_{33} > 0,9$  pour du PZN-8%PT) et une gamme de constante diélectrique satisfaisante. De plus, des transducteurs fabriqués avec ces monocristaux pourraient avoir une meilleure sensibilité et une plus grande bande passante.

Pour exploiter un signal ultrasonore, un processus d'acquisition est répété plusieurs fois sur une région d'un tissu, formant ainsi une image 2D ou 3D. Pour une image en 2D, le plan de balayage est appelé la dimension azimutale, le plan perpendiculaire à ce dernier est appelé la dimension d'élévation. Il existe plusieurs modèles de sondes ayant chacune des propriétés et des applications particulières (FIGURE 1.19) [Gol00, Wel99, Bru02], permettant d'obtenir des formes de région explorée différentes.

Les sondes de type *linear array* sont composées d'un grand nombre d'éléments, entre 128 et 512, l'acquisition se faisant de manière séquentielle (FIGURE 1.19(a) et 1.19(b)). La surface d'émission et de réception est obtenue en associant une quantité d'éléments (de 24 à 128) qui fonctionnent simultanément. Une séquence d'acquisition correspond à l'exploration d'une ligne de balayage. C'est pourquoi la surface de travail est translatée à chaque séquence d'une ligne permettant ainsi de faire un balayage sectoriel. Pour ce type de sonde, la ligne de balayage est perpendiculaire au transducteur et le faisceau est focalisé et non dirigé. L'avantage est que si le faisceau de retour est normal aux éléments, ces derniers auront une grande sensibilité, l'inconvénient est que le champ de vision se limite à la largeur du transducteur.

Une amélioration a été amené avec les sondes *curvilinear array* ou *convex array* qui fonctionnent sur le même principe que la sonde décrite précédemment. Comme le transducteur a une forme bombée, le champ de vision est élargie (FIGURE 1.19(e)).

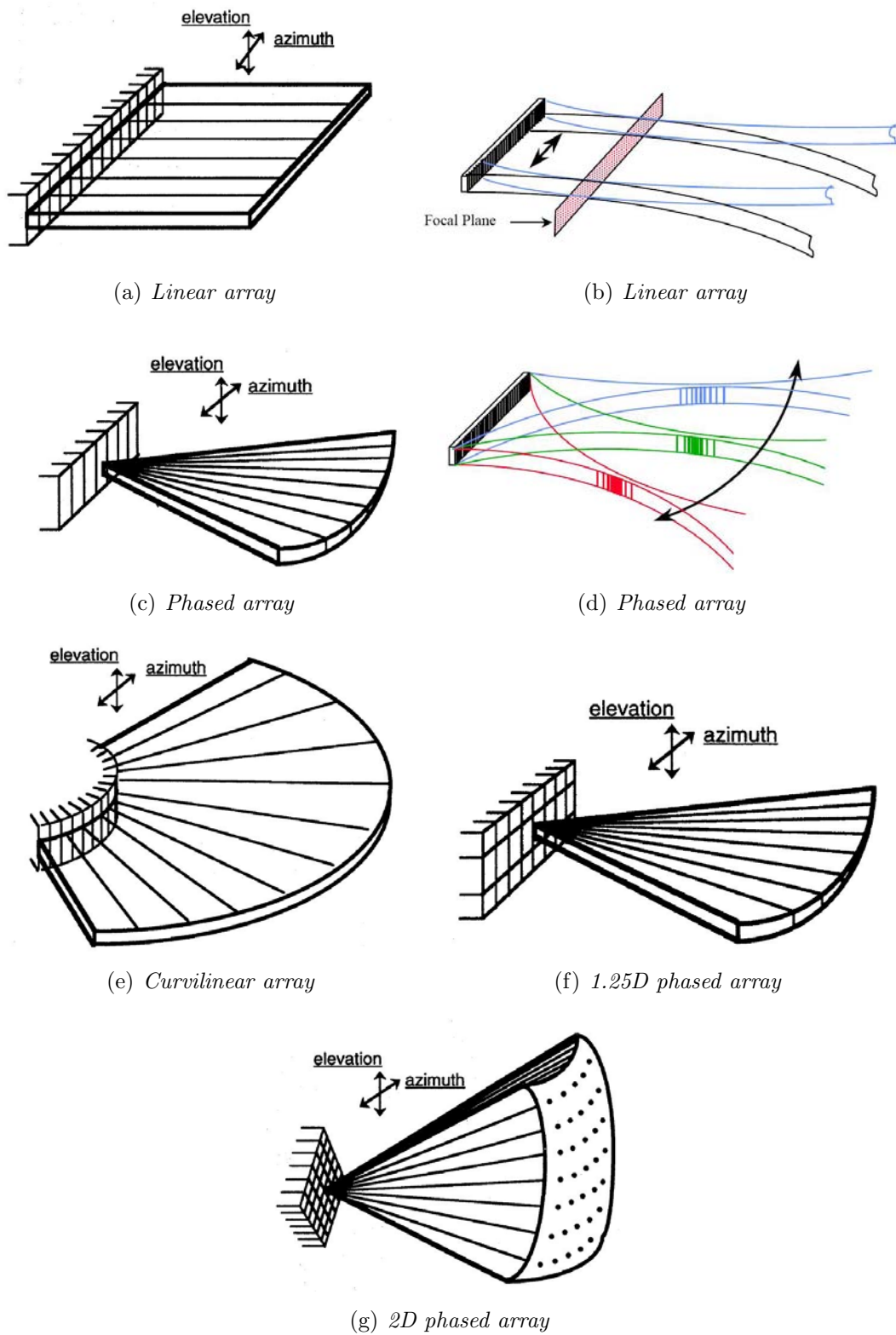







FIG. 1.19 – Différents types de transducteurs pour l'imagerie médicale

Les sondes de type *phased array* sont munies de 64 à 128 éléments. Dans cette sonde, tous les éléments sont utilisés dans une phase d'émission et de réception utilisant donc toutes les lignes de balayage. Lors de l'émission, les impulsions transmises à chaque élément sont déphasées entre elles. Le front d'onde constitué par la somme des fronts élémentaires émis se propage alors dans une direction donnée dans le plan azimutal. Ainsi, l'angle de l'onde est contrôlé par le retard appliqué aux différentes impulsions. De plus, la région balayée peut-être plus grande que la taille du transducteur (FIGURE 1.19(c) et 1.19(d)). Ces transducteurs conviennent parfaitement pour les images cardiaques.

Il existe une autre caractéristique pour les sondes *phased array* représentée de manière schématique dans le TABLEAU 1.6 [Gur98] où est spécifié maintenant le nombre d'éléments qui sont situés dans le plan d'élévation.

Type	Schéma	Caractéristiques
1D		Ouverture en élévation fixée et focalisée dans une plage donnée
1.25D		Ouverture en élévation variable mais la focalisation reste statique
1.5D		Ouverture en élévation et focalisation variables mais symétriques par rapport à la ligne médiane des rangers
1.75D		Idem 1.5D sans la contrainte de symétrie, possibilité de petite orientation
2D		La géométrie et les performances en élévation sont comparables à la direction azimutale

TAB. 1.6 – Caractéristique des transducteurs dans le plan d'élévation

La FIGURE 1.20 montre quelques produits du commerce qui sont utilisés en imagerie ultrasonore médicale [Wel99, Sou01].

Pour la FIGURE 1.20(b), les différentes sondes correspondent à (de gauche à droite) : sonde *phased array*, sonde endovaginale, sonde large *curvilinear array* pour examen général de l'abdomen, petite sonde *curvilinear array* pour des structures plus superficielles.

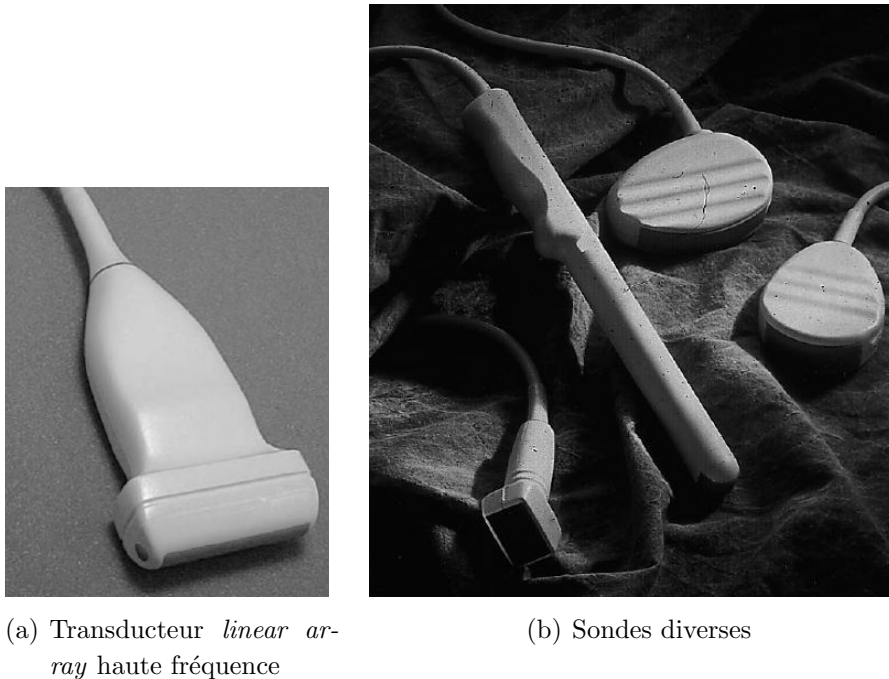


FIG. 1.20 – Exemples de sondes pour l'imagerie médicale

### 1.3.3 Autres applications

#### 1.3.3.1 Systèmes de valve

Les travaux qui sont présentés dans cette section traitent du développement de valve en remplacement d'organes qui deviennent déficients. Ainsi, par exemple, le dysfonctionnement de l'urètre, canal qui amène l'urine à la vessie, est la cause d'incontinence chez certaines personnes. Pour remédier à ce manque de contrôle, [Cho97] propose la réalisation de valve urétrale permettant de gérer l'ouverture et la fermeture de l'urètre. Le prototype présenté sur la FIGURE 1.21 est constitué de quatre films en AMF d'épaisseur  $0,3\text{ mm}$  et de quatre ressorts de rappels. L'effet mémoire de forme est utilisé pour substituer le travail fourni par les muscles. A la température ambiante, les films AMF doivent avoir une forme arquée et donc pincer l'urètre pour fermer le canal, à haute température ils doivent prendre une forme plane autorisant alors l'écoulement d'un fluide. En pratique, la valve est équipée de ruban d'éponge entre les films AMF et l'urètre pour isoler thermiquement l'urètre et augmenter la surface de contact.

Dans un même principe d'action, un sphincter artificiel a été décrit dans [Nis04] pour traiter des patients atteints de cancer du rectum ou du côlon. Ce système est actionné par un film épais en AMF de dimension  $70 \times 18,5 \times 0,7\text{ mm}$  (FIGURE 1.22(a)). En position initiale, le système est fermé et pince le canal. L'alimentation est amenée par un système transcutané à induction comme le montre

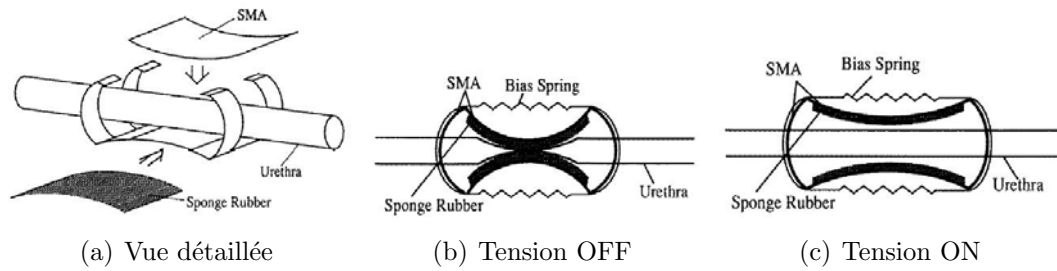


FIG. 1.21 – Valve urétrale artificielle [Cho97]

la FIGURE 1.22(b). Lorsque le courant est appliqué aux films AMF, le sphincter artificiel s'ouvre.

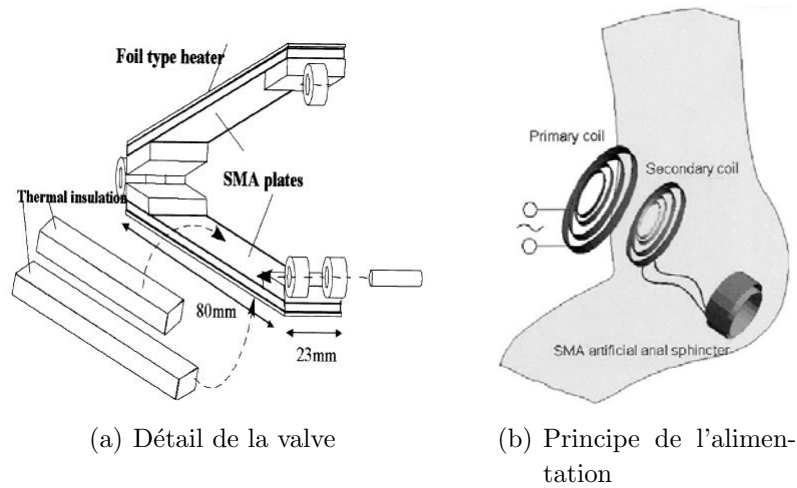


FIG. 1.22 – Valve artificielle reproduisant un sphincter [Nis04]

### 1.3.3.2 Les micro-pompes

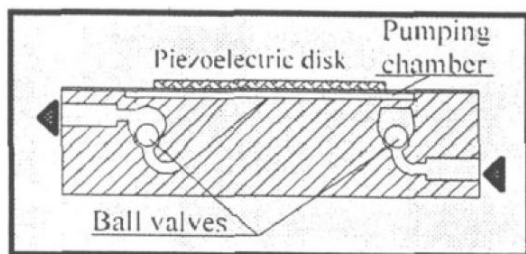
Depuis quelques années, le développement des micro-systèmes concerne pour une part importante le cas de la distribution et du dosage de médicaments. Ils se sont appuyés sur des distributions de différents types : transdermale, subcutanée, intravasculaire ou intraveineuse. Les micro-systèmes implantables sont placés sous la peau dans une position adéquate. Ils présentent moins de risque d'infection que les dispositifs intraveineux qui sont implantés dans le corps. Leurs petites tailles et leurs apparences pratiquement invisibles donnent un peu plus de confort aux patients.

Il existe deux approches pour concevoir les micro-systèmes de distribution de médicament [Dar96]. La première se base sur la réalisation d'implants biologiques érodables, la seconde sur la fabrication de micro-pompes implantables. La première solution nécessite l'étude de matériaux polymères spécifiques, dont l'érosion

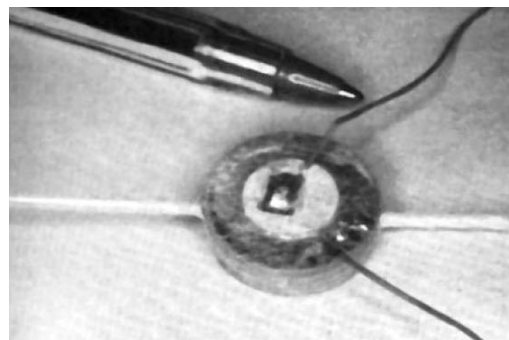
contrôlée permet un transfert précis et stable des substances dans le corps humain. La seconde exploite les pompes implantables reliées à un nombre de réservoir de fluide donné qui sont rechargés périodiquement de l'extérieur du corps par le biais d'aiguilles transdermales. Les micro-pompes ont pour principal avantage de pouvoir réguler les doses d'une substance en accord avec la thérapie et le rythme biologique du patient. Les problèmes à résoudre pour les micro-systèmes délivreurs de médicament sont la biocompatibilité des matériaux, la fiabilité du dispositif et la stabilité du médicament dans le réservoir.

Les principes d'actionnement, ainsi que les technologies de fabrication, de ces dispositifs sont variés. De nombreux micro-systèmes sont conçus dans le but de contrôler la glycémie chez les patients dépendants de l'insuline. Des exemples de micro-pompes et de micro-valves utilisant des actionnements piézoélectriques et à base d'AMF sont détaillés par la suite.

La micro-pompe décrite dans [Car95, Acc00] est constituée d'un corps en polymère usiné par stéréolithographie (diamètre 18 *mm*, hauteur 5 *mm*), d'une membrane en laiton (épaisseur 0,1 *mm*), de billes faisant office de valves (diamètre 1,2 *mm*) et d'un disque en céramique piézoélectrique (diamètre 10 *mm*, épaisseur 0,4 *mm*) pour l'actionnement (FIGURE 1.23). La chambre de pompage a un diamètre de 1,25 *mm* pour une hauteur de 0,1 *mm*. Les conduits des fluides sont optimisés pour avoir les meilleures performances hydrauliques. Le fonctionnement donnant les meilleurs résultats a été obtenu avec une tension d'alimentation sinusoïdale. Pour une tension maximale de 300 *V*, la micro-pompe a généré des débits de 44  $\mu\text{l/s}$  pour une fréquence de 8 *Hz* (point optimum de la pompe) et de 20  $\mu\text{l/s}$  pour une fréquence de 50 *Hz*, la relation débit/fréquence n'étant pas linéaire.



(a) Schéma de la configuration



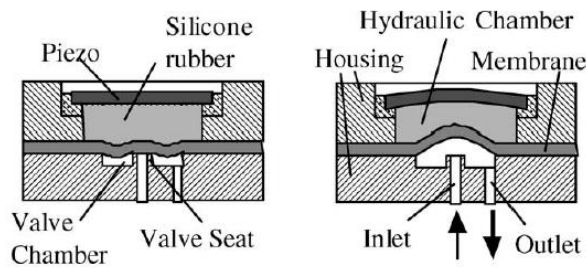
(b) Photographie du système

FIG. 1.23 – Micro-pompe avec actionnement piézoélectrique [Car95, Acc00]

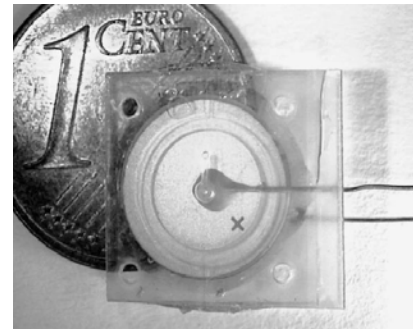
Le concept étudié dans [Rog04, Sha04] utilise aussi un disque en céramique piézoélectrique comme actionneur. Dans ce dispositif, la céramique permet l'écou-



lement du fluide mais participe en plus à la fonction de valve (FIGURE 1.24(a)). Pour amplifier le mouvement de la membrane polyimide dans la chambre de pompage, du silicone en gel (initialement soumis à une pression pour obturer l'entrée) est introduit entre la céramique et la membrane. Ce gel permet d'avoir une déformation de la membrane 25 fois plus grande que celle du disque piézoélectrique. La géométrie du dispositif est imposée par la céramique piézoélectrique (diamètre  $10\text{ mm}$ ), la chambre a pour diamètre  $1,2\text{ mm}$  et hauteur  $150\text{ }\mu\text{m}$ . Le prototype final, de dimension  $13 \times 13 \times 0,3\text{ mm}$ , est montré sur la FIGURE 1.24(b).



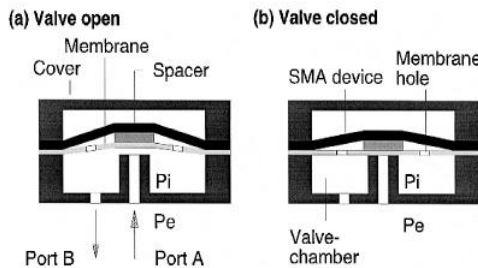
(a) Principe fonctionnement



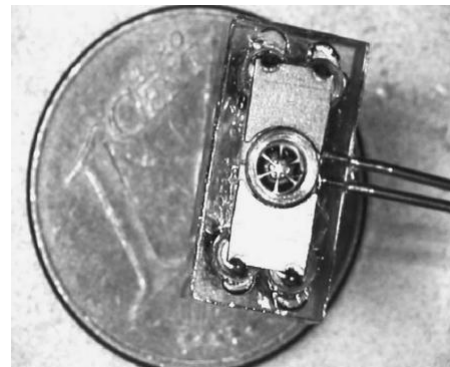
(b) Photographie du système

FIG. 1.24 – Micro-pompe et micro-valve avec actionnement piézoélectrique [Rog04]

Le dernier dispositif présenté porte sur une micro-valve, réalisée en AMF, pour des micro-systèmes [Liu04, Koh00]. Le corps et le couvercle sont réalisés en polymère, la membrane est en polyimide. La valve en AMF est séparée de la membrane par une couche isolante pour ne pas perturber la stabilité du fluide dans la chambre. La partie centrale de la valve en AMF est reliée à la membrane par une pièce appelée espaceur (FIGURE 1.25).



(a) Principe de fonctionnement



(b) Photographie du prototype

FIG. 1.25 – Micro-valve en AMF [Liu04, Koh00]

Dans l'état initial, la différence de pression entre l'entrée et la sortie a pour conséquence de soulever la valve, le fluide peut donc circuler. Lorsque le film AMF est alimenté, les différentes branches de la valve AMF se contractent, la partie centrale de la valve est actionnée vers le bas de la pompe, entraînant ainsi l'obturation de l'entrée.

### 1.3.3.3 Organe artificiel

L'utilisation de système d'assistance ventriculaire dans la transplantation cardiaque s'avère être nécessaire pour de longues périodes, compte tenu du nombre encore limité de dons d'organes. Le développement de système totalement implantable devient de plus en plus une nécessité pour la qualité de vie d'un patient en attente de transplantation.

Dans un coeur humain, la chambre sanguine est formée par le myocarde (paroi musculaire du coeur) qui est le principal acteur dans la circulation du sang (effet de pompe). Il peut-être assimilé à un actionneur. Dans un organe artificiel, la difficulté repose sur la reproduction de cet actionneur. Dans le but de créer un muscle cardiaque artificiel, des travaux réalisés par [Yam03] proposent l'utilisation de matériaux AMF. L'idée est d'associer à un ventricule un dispositif d'aide pour supporter la puissance de contraction d'un coeur. Les matériaux AMF présentent des performances intéressantes pour cette action. Le point le plus limitant reste le temps de réponse des AMF dans la phase de refroidissement qui reste assez long. Pour palier cet inconvénient, les auteurs proposent d'associer à l'actionneur AMF des éléments Peltier qui sont appropriés pour un refroidissement rapide. Selon le sens du courant d'alimentation, l'élément Peltier peut alternativement travailler en modes de chauffage ou de refroidissement. Ainsi un ensemble AMF/Peltier peut-être envisagé pour actionner les ventricules du coeur. Un myocarde artificiel basé sur ce principe a été réalisé au niveau d'un ventricule droit. Un modèle placé sur un coeur en plastique est illustré sur la FIGURE 1.26. Celui-ci est testé sur une chèvre qui a survécu trois mois de plus à sa défaillance cardiaque.

## 1.4 Comparaison des différentes technologies en présence

Nous avons vu dans la section 1.2 la diversité des matériaux actifs accessibles à ce jour. Cette variété offre une certaine liberté et beaucoup d'imagination pour la conception de nouveaux systèmes. Dans le but de réaliser un actionneur ou un dispositif utilisant ces matériaux, le choix de ce dernier se fait à travers plusieurs critères qui présentent les caractéristiques mécaniques et électriques du matériau. Le TABLEAU 1.7 présente une synthèse des propriétés des matériaux actifs dé-



FIG. 1.26 – Module actionneur AMF / éléments Peltier pour myocarde artificiel posé sur un coeur en plastique [Yam03]

crits précédemment. Les performances d'un muscle biologique sont rappelées sur la première ligne [Mad04, Kor98, Hun92]. Les caractéristiques considérées sont les suivantes :

- Déformation : déplacement normalisé par rapport à la taille de l'actionneur dans la direction de l'actionnement,
- Effort : force par unité de surface fournie par le matériau dans la direction de l'actionnement,
- Densité d'énergie : travail mécanique générée dans un cycle de fonctionnement par unité de volume,
- Puissance massique : puissance fournie par unité de masse de l'actionneur,
- Vitesse de déformation : vitesse spécifique des déformations obtenues en régime harmonique,
- Module élastique : (module d'Young) rigidité du matériau, propriété qu'a le matériau de se déformer de manière réversible sous l'action d'une contrainte,
- Rendement : rapport du travail fourni à l'énergie consommée,
- Couplage électromécanique : proportion d'énergie consommée qui est transformée en énergie mécanique.

## 1.5 Conclusion

Au cours de ce chapitre, un bref état de l'art des matériaux actifs disponibles à ce jour, et une analyse non exhaustive de leurs applications, présentes ou à venir, dans le domaine médical ont été proposés.

	Défor- mation %	Effort $MPa$	Densité d'éner- gie $kJ/m^3$	Puissance massique $W/kg$	Vitesse de défor- mation $\%/s$	Module élas- tique $MPa$	Rende- ment %	Couplage électro- méca- nique %	Densité $kg/m^3$	Champ électrique $MV/m$
Muscle naturel	20-40 >40	0.35 0,1	40-80 40-80	50-200 >100	500 400	10-60 50	40 >35	- -	1037 1037	- -
Polymères électroactifs	100-200	1-7	34-100	750-3400	3000	0,1-10	60-90	54	960	125-412
	0,5-3,3	0,9	$0,8 \cdot 10^{-3}$ - $4 \cdot 10^{-3}$	3,3	50-100	1,5-3	3		2100	0.05
	0,1	5	2,4	1,3	450	60-90			2000	150
	5	5-15	300	-	4000	400	60-90	<10 <10	2000	150
Matériaux non polymères										
	0,2 1,7	50-110 130	100 1000	60000 -	500 1000	100000 10000	60-90 >90	60-75 80	7700 7700	1-5 -
	8	>200	1000- 2000	50000	300	83000	<10	5	6500	-
	0,24	28-70	25	76000	2000	35000	60-80	75	9200	2 <sup>(a)</sup>

<sup>(a)</sup> excitation magnétique en  $kA/m$

TAB. 1.7 – Comparaison des principaux types de matériaux actifs

Les différents matériaux ont pu être classés selon le type d'énergie utilisée pour contrôler leur transformation, introduisant ainsi trois principales classes de matériaux.

Une première famille de composés englobe tous les matériaux utilisant un champ électrique pour créer une déformation. Dans cette catégorie, il existe aussi plusieurs sous ensembles où l'on distinguera les matériaux piézoélectriques (céramiques PZT), les polymères et co-polymères piézoélectriques (PVDF, PVDF-TrFE) et les matériaux électrostrictifs (PMN-PT). Ces matériaux exploitent respectivement les phénomènes de piézoélectricité, de ferroelectricité et d'électrostriction. Dans un second groupe sont rassemblés les matériaux ioniques (polymères ioniques IPMC) qui utilisent les phénomènes de diffusion d'ions, puis dans un troisième groupe, les fluides électrorhéologiques, qui concernent tous les fluides dont les propriétés rhéologiques sont modifiées sous l'application d'un champ électrique.

Les matériaux thermo-actifs principalement décrits sont les alliages à mémoire de forme (AMF de type  $NiTi$ ), qui ont la capacité de se contracter, lorsque la température atteint la limite d'austénite finale, jusqu'à leur position neutre, puis de revenir à un état déformé (sous l'action d'une contrainte) lors du refroidissement, dès que la température franchit la limite caractérisant la martensite finale. Notons que la plupart des matériaux se déforment sous l'influence de la température mais ces déformations d'origine thermo-élastique (dilatation thermique,...) sont nettement négligeables devant les effets de la transformation de phase opérant dans les alliages à mémoire de forme.

Les matériaux magnétostrictifs, dont les plus performants sont les alliages de type Terfenol-D, génèrent des déformations sous l'application d'un champ magnétique, tandis que les fluides magnétorhéologiques voient leurs propriétés rhéologiques modifiées sous l'action d'un même champ. Soulignons que, en dépit de leur intérêt potentiel, les matériaux excités par le champ magnétique souffrent de difficultés inhérentes aux contraintes imposées par la mise en jeu d'un champ à flux conservatif (nécessité de culasses de fermeture,...), contrairement au cas du champ électrique.

Les applications dans le biomédical mettant en jeu des matériaux actifs sont nombreuses et très diverses. Les plus connues sont les systèmes pour endoscope actif qui utilisent le plus fréquemment des fils AMF pour courber les endoscopes, et surtout les transducteurs pour imagerie médicale ultrasonore. Ces derniers, à l'origine composés de céramiques piézoélectriques de type PZT, font l'objet de beaucoup de travaux avec l'apparition des composites piézoélectriques. En effet, les piézo-composites concilient la souplesse d'un polymère avec les propriétés piézoélectriques d'une céramique PZT, donnant ainsi un matériau vraiment compatible avec la fonction de transducteur.

Certaines recherches sont aussi orientées vers les systèmes délivreurs de médicament implantables. Ces dispositifs, à base de micro-pompes, permettent de contrôler la diffusion d'une substance thérapeutique dans le corps humain. La majorité des travaux exploitent la filière des pompes actionnées par des céramiques piézoélectriques ou constituées avec des valves en AMF. Mais, là encore, l'évolution des matériaux polymères pourrait amener une nouvelle génération de système.

Quelques travaux portent enfin sur la conception d'organes artificiels tel que des valves pour l'urètre ou encore des dispositifs d'aide à l'actionnement de coeur artificiel grâce à des modules Peltier/AMF. Dans ce cas, le secteur d'application est l'assistance circulatoire qui est précisément le domaine visé par notre étude.

Toutes ces applications laissent entrevoir les possibilités de renouvelaux que peuvent amener l'utilisation des matériaux actifs. Le domaine de l'assistance circulatoire n'est pas encore vraiment atteint par ces nouvelles filières technologiques. Les dispositifs comme les coeurs artificiels ou les systèmes de circulation extracorporelle utilisent encore des techniques "classiques" (actionneur magnétique ou pneumatique par exemple). Des fonctions à réaliser telles que des pompes, micro-pompes ou valves actives utilisant des matériaux actifs laissent pourtant entrevoir les enjeux d'une telle rupture technologique.

# Chapitre 2

## Etude de l'influence de vibrations pariétales sur des particules immobilisées dans un écoulement liquide de référence

### Sommaire

---

<b>2.1</b>	<b>Introduction</b>	<b>40</b>
<b>2.2</b>	<b>Notion de mécanique des fluides</b>	<b>40</b>
2.2.1	Quelques rappels sur la théorie	40
2.2.2	Les fluides non newtoniens	49
<b>2.3</b>	<b>Ecoulement de référence</b>	<b>53</b>
2.3.1	Choix de la géométrie	53
2.3.2	Simulation de l'écoulement dans la géométrie de référence	57
<b>2.4</b>	<b>Approche théorique sur l'influence de vibrations pariétales sur des particules stagnantes</b>	<b>64</b>
2.4.1	Environnement considéré pour l'étude	64
2.4.2	Modélisation du système	64
<b>2.5</b>	<b>Conclusion</b>	<b>72</b>

---

## 2.1 Introduction

Parmi les thèmes de recherche majeurs qui conditionnent le développement des systèmes électroactifs dans le domaine médical, le contrôle actif des écoulements constitue sans nul doute un axe privilégié, comme le montre l'analyse précédemment conduite. Face à ce domaine de recherche en plein essor, un problème fondamental concerne l'étude des interactions fluide-structure, l'idée étant à terme de chercher à améliorer les conditions de l'écoulement grâce à des excitations pariétales contrôlées.

L'étude développée dans le présent chapitre cible précisément cet objectif. Une première étape consiste à développer un modèle simple décrivant le décollement de particules immobilisées dans un volume de fluide. Le modèle doit prendre en compte l'influence d'une déformation pariétale sur les particules, sachant que ces dernières sont accolées à une paroi de la géométrie enfermant le fluide. Il doit aussi intégrer les différentes forces amenées par l'écoulement du fluide. Ce modèle de référence servira de base aux investigations conduites ultérieurement dans le domaine de la réduction des phénomènes de thrombose mis en jeu dans les circuits d'assistance circulatoire. L'immobilisation de particules pourra être une image de la formation de caillots, l'agrégation de plaquettes sanguines étant responsable de la coagulation du sang.

Plusieurs domaines physiques sont explorés dans ce travail. Nous commencerons donc par faire un bref rappel sur la mécanique des fluides en décrivant les principales notions (d'après l'ouvrage [Guy01]). Dans ce développement sont mis en avant les fluides dits non newtonien, le sang faisant partie de cette famille. La géométrie de référence qui permet de créer l'écoulement de fluide fait l'objet d'une seconde partie. Des simulations de cet écoulement pour deux types de fluides permettent d'extraire les zones importantes pour notre étude. Enfin, la modélisation de ce système est abordée en dernier point détaillant, dans un premier temps, l'environnement d'étude et le procédé utilisé pour immobiliser les particules puis, dans un deuxième temps, le principe de calcul et l'écriture de la relation de décollement de la particule.

## 2.2 Notion de mécanique des fluides

### 2.2.1 Quelques rappels sur la théorie

#### 2.2.1.1 Généralités

Un fluide peut être considéré comme étant formé d'un grand nombre de particules matérielles, très petites et libres de se déplacer les unes par rapport aux autres. Un fluide peut donc être assimilé à un milieu matériel continu, déformable, sans rigidité et qui peut s'écouler (transport de quantité de mouvement). Parmi les



fluides, la distinction est faite entre les liquides et les gaz. Une étude des structures microscopiques permet de faire la différence entre ces deux états en observant l'organisation périodique des atomes. Pour un liquide, les atomes restent fixes les uns par rapport aux autres à l'exception de vibration de faible amplitude d'origine thermique. A contrario, les gaz sous faible pression constituent un ensemble dilué de particules se déplaçant rapidement, avec de faibles interactions entre elles.

Les liquides et les gaz habituellement étudiés sont isotropes (les propriétés sont identiques dans toutes les directions), mobiles (ils n'ont pas de forme propre et prennent la forme du récipient qui les contient) et visqueux (tout changement de forme d'un fluide s'accompagne d'une résistance due aux frottements).

La résolution d'un problème de mécanique des fluides est identique à celle d'un problème de mécanique classique. Un système matériel est défini et formé par les particules de fluide à l'intérieur d'une surface fermée limitant le domaine. Les différents principes et théorèmes généraux de mécanique et thermodynamique sont appliqués au système :

- Principe de conservation de la masse,
- Principe fondamental de la dynamique,
- Principe de conservation de l'énergie.

### 2.2.1.2 Écoulement d'un fluide : transport diffusif et convectif de quantité de mouvement

Pour expliquer le transport de quantité de mouvement par convection, prenons l'exemple d'un liquide en écoulement parallèle, avec un vecteur vitesse  $\vec{v}$  constant. Chaque élément du fluide transporte ou convecte avec lui sa quantité de mouvement pendant son déplacement à sa vitesse propre, qui est la vitesse locale  $\vec{v}$  de l'écoulement. Ce flux de quantité de mouvement par unité de temps et de surface du tube est égal dans ce cas au produit de  $\vec{v}$  par la quantité transportée  $\rho \vec{v}$  avec  $\rho$  masse volumique du fluide. Le terme  $\rho V^2$  correspond à la pression hydrostatique au rapport 1/2 près.

Le transport de quantité de mouvement par diffusion est souvent masqué par le transport convectif. Ce dernier étant dans la direction de l'écoulement, il est plus facile d'identifier la diffusion, qui sera dans la direction perpendiculaire à l'écoulement, dans l'exemple suivant. Un long cylindre d'axe vertical est rempli de liquide et initialement en position de repos. A un instant donné, le cylindre est mis en rotation. En premier, seules les couches fluides immédiatement collées aux parois se mettent en mouvement. L'écoulement se propage de proche en proche vers les couches internes. Au bout d'un certain temps, tout le fluide est en mouvement

avec une vitesse uniforme. L'information "quantité de mouvement" est transférée pas à pas par diffusion radiale.

L'entraînement du fluide à partir de la paroi est une conséquence des forces de frictions existantes entre les couches fluides et le solide. Le transport diffusif de la quantité de mouvement est assuré par une propriété dépendant du fluide appelée viscosité.

### 2.2.1.3 La viscosité des fluides

La viscosité est due aux frottements qui s'opposent aux glissements des couches fluides les unes sur les autres. Pour l'expliquer, prenons l'exemple de l'écoulement stationnaire d'un fluide situé entre deux plaques parallèles infinies et distantes de  $a$  (FIGURE 2.1).

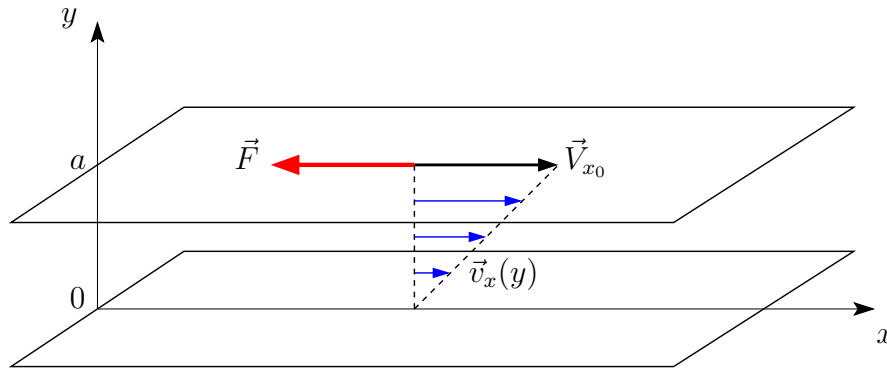


FIG. 2.1 – Ecoulement en cisaillement simple

La plaque est fixe en  $y = 0$ , l'autre se déplace parallèlement à la précédente, à la vitesse  $V_{x0}$  constante, et met en mouvement le fluide. En régime permanent ou stationnaire, le fluide possède une vitesse variant linéairement d'une plaque à l'autre et de la forme :

$$v_x(y) = V_{x0} \frac{y}{a} \quad (2.1)$$

Ce type d'écoulement est appelé écoulement de cisaillement simple ou écoulement de Couette plan. Il existe alors une relation de proportionnalité entre la force de friction  $\vec{F}$  (pour une surface  $S$  de la plaque où s'exerce la force), opposée au mouvement de la plaque et à la variation de vitesse d'un plan à l'autre, qui s'écrit sous la forme suivante :

$$\sigma = \frac{F_x}{S} = -\eta \frac{\partial v_x}{\partial y} \quad (2.2)$$

où  $\sigma$ , qui a la dimension d'une pression (en  $Pa$ ), est appelée contrainte de cisaillement et la constante du fluide  $\eta$  est appelé viscosité dynamique (car liée à une force) et s'exprime en Pascal.seconde ( $Pa.s$ ), Poiseuille ( $Pl$ ) ou Poise ( $10 P = 1 Pl = 1 Pa.s = 1 kg/m.s$ ).

Certaines équations font intervenir la constante  $\nu$  appelée viscosité cinématique et vérifiant :

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \quad (2.3)$$

où  $\rho$  est la masse volumique du fluide. Elle représente un coefficient de diffusion pour la quantité de mouvement et est exprimée en  $m^2/s$  ou en Stokes ( $1 \text{ St} = 10^{-4} m^2/s$ ).

La viscosité permet de classer les fluides en deux catégories : les fluides newtoniens pour qui il y a toujours proportionnalité entre la contrainte et le taux de cisaillement ( $\eta$  constant) et les fluides dits non newtoniens qui ne possèdent plus de relation linéaire ( $\eta$  variable). Dans la suite, seul les fluides newtoniens sont traités pour décrire le mouvement d'un fluide. Les fluides non newtoniens seront définis dans une section ultérieure.

#### 2.2.1.4 Le nombre de Reynolds

Nous avons vu précédemment l'existence de deux mécanismes pour le transport de quantité de mouvement (convection et diffusion). Dans un écoulement quelconque, ces mécanismes opèrent simultanément. La prépondérance de l'un d'eux est fonction de la vitesse et de la géométrie de l'écoulement. Pour quantifier cette prédominance, il faut évaluer les ordres de grandeurs pour les différents processus de transport.

Le flux de quantité de mouvement pour un transport convectif est caractérisé par le produit de  $\rho V$  (ordre de la quantité de mouvement) et de  $V$ , où  $\rho$  est la densité du fluide et  $V$  une vitesse caractéristique comme la vitesse moyenne dans une section considérée.

Pour un transport diffusif, le flux transverse de quantité de mouvement correspond au terme  $\eta \partial v_x / \partial y$ . En général, il est égal au produit de  $\eta$  par des combinaisons de dérivées premières des composantes de la vitesse et sera de l'ordre de  $\eta V/L$  (où  $L$  est une dimension caractéristique de l'écoulement).

Le rapport du flux convectif de la quantité de mouvement sur le flux diffusif de la quantité de mouvement définit le nombre de Reynolds (sans dimension) par la relation suivante :

$$Re = \frac{V L}{\nu} = \frac{\rho V L}{\eta} \quad (2.4)$$

où  $L$  est la longueur caractéristique du parcours du fluide pour une géométrie plane ou le diamètre  $D$  de la section pour une géométrie cylindrique.

Plusieurs situations découlent alors de la valeur du nombre de Reynolds pour définir le type d'écoulement.

Dans le cas d'écoulement à petit nombre de Reynolds, les forces visqueuses et le transport diffusif sont dominants. Ces écoulements sont présents aux basses

vitesses, et/ou dans les systèmes de très petites tailles ou encore pour des fluides très visqueux.

Les écoulements à grand nombre de Reynolds ont pour phénomène dominant le transport convectif de quantité de mouvement (donc des forces d'inerties). Ces écoulements sont moins stables, ils correspondent aux écoulements turbulents (infinité de solutions possibles des équations du mouvement) et apparaissent comme une superposition aléatoire de tourbillons de taille variable. Ils sont observés aux fortes vitesses, dans les fluides peu visqueux ou dans les systèmes de grande taille.

Il existe des situations à nombre de Reynolds élevés où les termes de transport par convection peuvent rester négligeables. Selon la géométrie du système, la configuration de l'écoulement à faible et forte vitesse peut rester identique. Ce qui est le cas pour les écoulements parallèles (une seule composante du vecteur vitesse est non nulle) où l'écoulement est contrôlé par la viscosité tant que le profil de vitesse reste parallèle. On parle alors d'écoulement laminaire.

Les différents régimes d'écoulement se déduisent donc de la valeur du nombre de Reynolds avec les ordres de grandeurs suivant :

- $Re < 2000$  : régime LAMINAIRE,
- $2000 < Re < 3000$  : régime INTERMEDIAIRE,
- $Re > 3000$  : régime TURBULENT.

La FIGURE 2.2 illustre les différents régimes d'un écoulement d'eau à l'arrière d'un cylindre (images résultantes de simulation), les résultats représentent le contour de la vitesse de l'écoulement (isosurface des vitesses).

### 2.2.1.5 Cinématique des fluides

#### Accélération d'une particule

Soit une particule de fluide située au point  $M_1(\vec{r}_1)$  au temps  $t$ , sa vitesse est à cet instant  $\vec{v}(\vec{r}_1, t)$ . A un temps ultérieur  $t' = t + \delta t$ , cette particule se trouve au point  $M_2(\vec{r}_2)$  tel que :

$$\vec{r}_2 = \vec{r}_1 + \vec{v}(\vec{r}_1, t) \delta t + O(\delta t^2) \quad (2.5)$$

et sa vitesse est devenue  $\vec{v}(\vec{r}_2, t')$  (FIGURE 2.3).

La variation de vitesse  $\delta \vec{v}$  de la particule de fluide dans l'intervalle de temps  $\delta t$  est associée à :

- la variation du champ de vitesse avec le temps, si l'écoulement n'est pas stationnaire, soit  $\vec{v}(\vec{r}_1, t') - \vec{v}(\vec{r}_1, t)$ ,

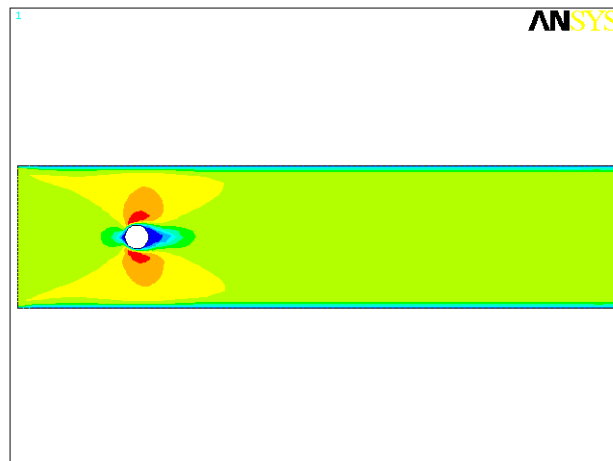
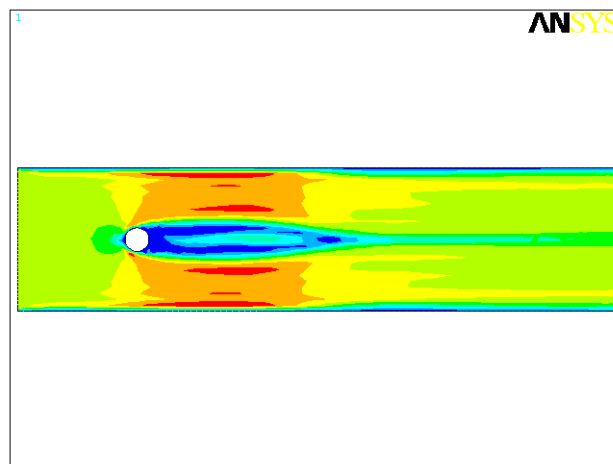
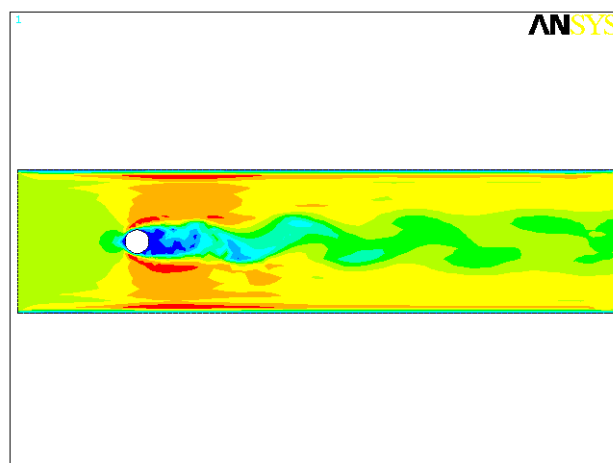
(a) Ecoulement laminaire :  $Re = 100$ (b) Ecoulement intermédiaire :  $Re = 2500$ (c) Ecoulement turbulent :  $Re = 4500$ 

FIG. 2.2 – Différents régimes d'écoulement d'un fluide, exemple d'un écoulement d'eau à l'arrière d'un cylindre

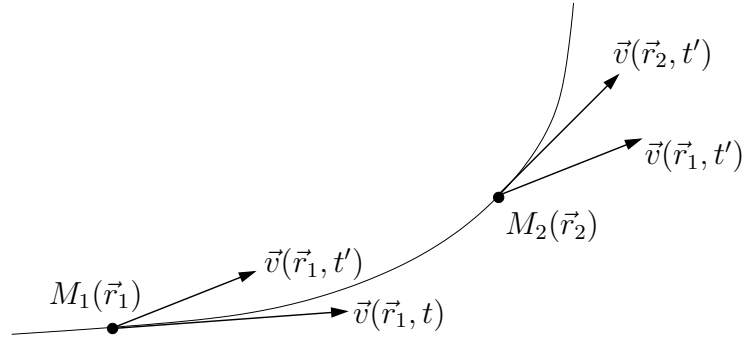


FIG. 2.3 – Accélération d'une particule de fluide dans un écoulement instationnaire

- l'exploration du champ de vitesse par la particule, si le champs n'est pas uniforme, soit  $\vec{v}(\vec{r}_2, t') - \vec{v}(\vec{r}_1, t')$ .

La variation de vitesse résultante  $\delta\vec{v}$  s'écrit alors après développement au premier ordre :

$$\delta\vec{v} = \vec{v}(\vec{r}_2, t') - \vec{v}(\vec{r}_1, t)$$

$$\delta\vec{v} = \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} \delta t + \frac{\partial \vec{v}}{\partial x} \delta x + \frac{\partial \vec{v}}{\partial y} \delta y + \frac{\partial \vec{v}}{\partial z} \delta z \quad (2.6)$$

avec  $\delta x$ ,  $\delta y$  et  $\delta z$  les composantes du vecteur  $\vec{r}_2 - \vec{r}_1$ . L'accélération de la particule de fluide s'écrit donc :

$$\frac{d\vec{v}}{dt} = \lim_{\delta t \rightarrow 0} \frac{\delta\vec{v}}{\delta t}$$

$$\frac{d\vec{v}}{dt} = \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \text{grad})\vec{v} \quad (2.7)$$

Le premier terme de la partie de droite est appelé accélération locale (nulle pour un écoulement stationnaire), le second terme accélération convective (nulle pour un champ de vitesse uniforme).

### Déformation des écoulements

Considérons une particule de fluide située en un point  $\vec{r}$  à l'instant  $t$  et dont la vitesse est  $\vec{v}(\vec{r}, t)$ , puis une particule voisine positionnée au point  $\vec{r} + d\vec{r}$  avec la vitesse  $\vec{v} + d\vec{v}$ . Pour chaque composante  $dv_i$  ( $i = 1$  à  $3$ ) de  $d\vec{v}$ , l'accroissement de vitesse s'écrit, au premier ordre par rapport aux composantes  $dx_j$  ( $j = 1$  à  $3$ ) du déplacement :

$$dv_i = \sum_{j=1}^3 \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} \right) dx_j \quad (2.8)$$

Les quantités  $\partial v_i / \partial x_j$  sont les éléments du tenseur des taux de déformation (ou des gradients de vitesse) du fluide. Ce tenseur s'écrit sous la forme suivante :

$$G_{ij} = \frac{\partial v_i}{\partial x_j} = e_{ij} + \omega_{ij} \quad (2.9)$$

avec

$$e_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.10)$$

$$\omega_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} - \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.11)$$

Le tenseur de composantes  $e_{ij}$  est symétrique ( $e_{ij} = e_{ji}$ ). En général, il comporte à la fois des termes diagonaux ( $i = j$ ) et non diagonaux ( $i \neq j$ ). Il correspond à une déformation pure. Le tenseur de composantes  $\omega_{ij}$  est antisymétrique ( $\omega_{ij} = -\omega_{ji}$ ). Tous les termes diagonaux sont nuls ( $\omega_{ii} = 0$ ) et retranscrit l'effet d'une rotation pure.

### Conservation de la masse d'un fluide

L'équation de conservation de la masse d'un fluide se déduit de l'étude de la variation de la masse totale d'un volume lorsque le fluide entre et sort de ce volume. Le bilan permet d'écrire alors la relation suivante :

$$\frac{d\rho}{dt} + \rho \operatorname{div}(\vec{v}) = 0 \quad (2.12)$$

De cette équation peut être extraite la condition d'incompressibilité d'un fluide (masse volumique constante au cours du temps, soit  $d\rho/dt = 0$ ) et se traduit par :

$$\operatorname{div}(\vec{v}) = 0 \quad (2.13)$$

#### 2.2.1.6 Dynamique des fluides

##### Forces de surface

Les contraintes soumises à un fluide sont données par la valeur de la force qui s'exerce sur une unité de surface. Pour un fluide au repos, la contrainte est normale aux éléments de surface et de plus isotropes. Un seul nombre suffit pour caractériser sa valeur. La contrainte est appelée pression hydrostatique.

Dans un fluide en mouvement, des contraintes tangentes aux éléments de surface apparaissent. Elles sont le reflet des forces de frottement entre les couches de fluides et sont dues à la viscosité du fluide.

L'expression générale de la contrainte est donnée par la relation suivante :

$$\frac{d\vec{f}}{dS} = \vec{\sigma}_n = [\vec{\sigma}] \cdot \vec{n} \quad (2.14)$$

soit dans le détail :

$$\begin{pmatrix} \sigma_{xn} \\ \sigma_{yn} \\ \sigma_{zn} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{pmatrix} \quad (2.15)$$

où  $[\vec{\sigma}]$  représente le tenseur des contraintes et  $\vec{n}$  la normale à l'élément de surface  $dS$  (FIGURE 2.4(a)). Pour donner la signification des différents éléments du tenseur des contraintes, prenons le cas généralisé  $\sigma_{ij}$  ( $i = 1$  à 3,  $j = 1$  à 3) (cf FIGURE 2.4(b)) :

- $\sigma_{ij}$  : composante suivant  $i$  de la force exercée sur la surface unité dont la normale est orientée suivant  $j$ ,
- si  $i = j$  : contrainte normale,
- si  $i \neq j$  : contrainte tangentielle ou de cisaillement.

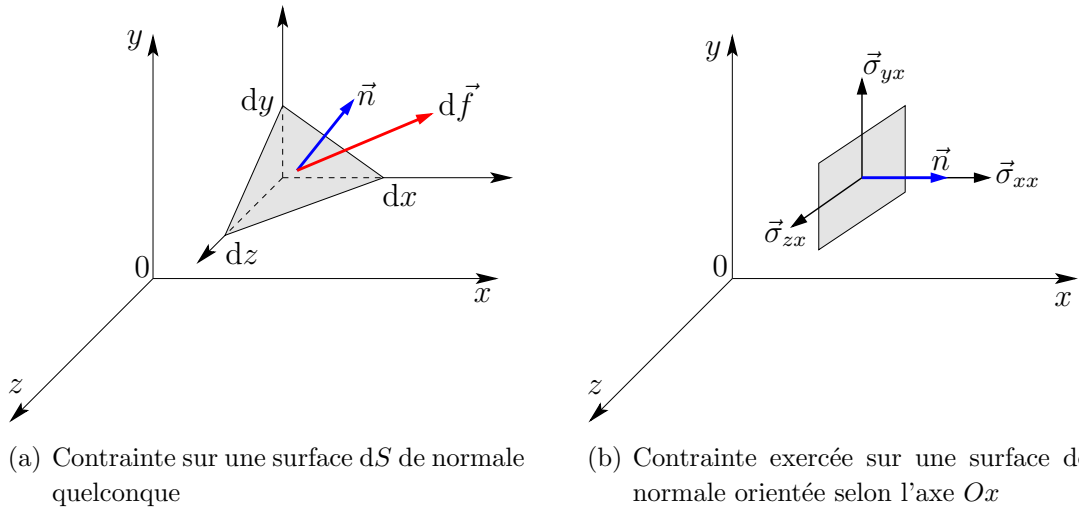


FIG. 2.4 – Contraintes dans un fluide

La contrainte peut se scinder en deux termes comme suit :

$$\sigma_{ij} = \sigma'_{ij} - \delta_{ij} p \quad (2.16)$$

où  $\sigma'_{ij}$  correspond au tenseur des contraintes de viscosité et  $p\delta_{ij}$  aux contraintes de pression (normales),  $\delta_{ij}$  désignant le symbole de Kronecker ( $\delta_{ij} = 1$  si  $i = j$ ,  $\delta_{ij} = 0$  si  $i \neq j$ ) et  $p$  la pression.

Le tenseur des contraintes de viscosité est symétrique ( $\sigma'_{ij} = \sigma'_{ji}$ ) et ne dépend que du tenseur  $[e]$  défini précédemment. Pour un fluide newtonien (viscosité constante) et incompressible, l'expression de  $[\sigma']$  est donnée par :

$$\sigma'_{ij} = 2\eta e_{ij} \quad (2.17)$$



### Equation du mouvement d'un fluide

L'application de la relation fondamentale de la dynamique sur un volume de fluide défini permet de déterminer l'équation du mouvement d'un fluide comme suit :

$$\rho \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \rho (\vec{v} \cdot \vec{\text{grad}}) \vec{v} = \rho \vec{f} - \vec{\text{grad}} p + \text{div}[\sigma'] \quad (2.18)$$

Les différents termes de l'expression définissent (de gauche à droite) :

- l'accélération d'une particule de fluide due au variation de sa vitesse dans le temps (accélération dans un champ instationnaire  $\vec{v}(\vec{r}, t)$ ),
- l'accélération associée à l'exploration du champ de vitesse de la particule de fluide au cours de son mouvement (présente même dans un champ de vitesse stationnaire  $\vec{v}(\vec{r})$ ),
- l'ensemble des forces en volume d'origine extérieure appliquées au fluide,
- les forces de pression correspondant aux contraintes normales (pression hydrostatique),
- les forces de viscosité dues à la déformation des éléments de fluide.

Dans le cas d'un écoulement de fluide newtonien dont les effets de compressibilité sont négligeables, l'équation (2.18) est modifiée pour donner lieu à l'équation (2.19) appelée équation de Navier-Stokes et devient :

$$\rho \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \rho (\vec{v} \cdot \vec{\text{grad}}) \vec{v} = \rho \vec{g} - \vec{\text{grad}} p + \eta \Delta \vec{v} \quad (2.19)$$

où  $\Delta$  désigne l'opérateur laplacien (d'un champ de scalaire ou de vecteur) défini par :

$$\Delta \vec{v} = \begin{pmatrix} \frac{\partial^2 v_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_x}{\partial z^2} \\ \frac{\partial^2 v_y}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_y}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_y}{\partial z^2} \\ \frac{\partial^2 v_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_z}{\partial z^2} \end{pmatrix} \quad (2.20)$$

## 2.2.2 Les fluides non newtoniens

### 2.2.2.1 Définition

La rhéologie, qui est l'étude de l'écoulement ou de la déformation des corps sous l'effet des contraintes appliquées, permet de déterminer dans quelle classe se situe un fluide. Les fluides dits newtoniens ont une relation de proportionnalité entre la contrainte et le taux de cisaillement (ou le gradient de vitesse), soit une viscosité constante. Les fluides pour lesquels cette relation n'est plus linéaire sont appelés non newtoniens et possèdent donc une viscosité variable dépendante

du taux de cisaillement. Ils sont associés à une viscosité parfois appelée dans la littérature viscosité effective (notée  $\mu$ ).

La première distinction à faire dans les fluides non newtoniens est liée au paramètre temporel. La famille des fluides dont les propriétés rhéologiques dépendent du temps ne sera pas explicitée longuement dans ce support. Nous pouvons citer à titre d'exemple les fluides de type thixotropes qui sont caractérisés par une diminution de la viscosité sous l'application d'une contrainte constante puis par un retour à la viscosité initiale après un temps de relaxation, et les fluides viscoélastiques qui ont un comportement intermédiaire entre un solide élastique (déformation proportionnelle à la contrainte) et un liquide (taux de déformation croissant avec la contrainte).

Les fluides indépendants du temps sont classés en deux familles appelées fluides sans seuil et fluides à seuil. Pour différencier ces groupes, la vitesse de déformation des fluides est caractérisée par rapport au taux de cisaillement pour un écoulement de cisaillement simple. De ces essais sont tirées des relations typiques entre la contrainte de cisaillement  $\sigma$  et le taux de cisaillement  $\dot{\gamma}$  comme illustré sur la FIGURE 2.5 (échelle linéaire).

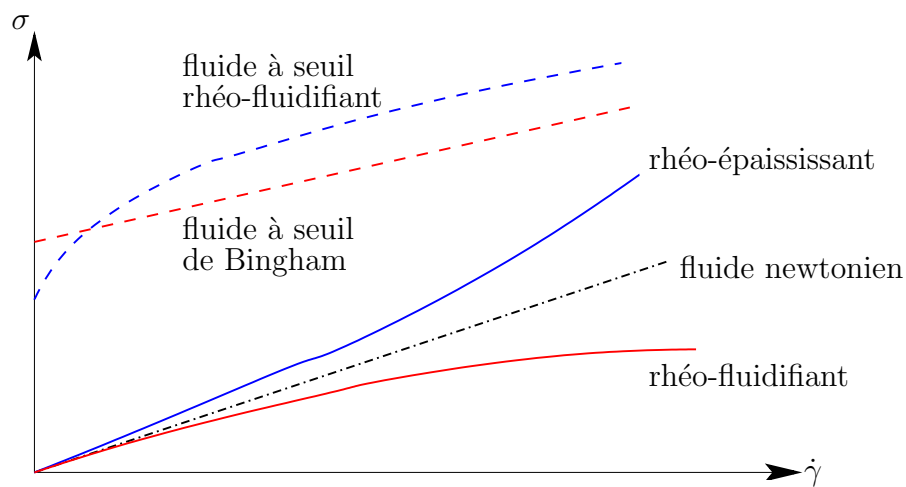


FIG. 2.5 – Relation entre contrainte  $\sigma$  et taux de cisaillement  $\dot{\gamma}$  pour des fluides non newtoniens

Pour les fluides à seuil, l'écoulement existe lorsque la contrainte dépasse une valeur critique. Les fluides à seuil de Bingham sont plus une notion théorique car dans la réalité la relation contrainte - taux de cisaillement ressemble plus à une loi en puissance de  $\dot{\gamma}$ . Les fluides à seuil rhéo-fluidifiants englobent les fluides qui, en l'absence d'écoulement, sont formés d'agrégats rigides de plaquettes comme par exemple pour l'argile. Au dessus du seuil critique, la structure est détruite rendant possible l'écoulement. Plus la vitesse augmente, plus la structure se désagrège, alors que les plaquettes s'alignent dans la direction de l'écoulement. Les peintures

et de nombreuses suspensions concentrées de solides dans un liquide en constituent d'autres exemples.

Les fluides rhéo-épaississants voient leur viscosité augmenter avec la contrainte appliquée. C'est le cas par exemple du sable mouillé où les grains, à faible vitesse, glissent les uns par rapport aux autres par l'intermédiaire de l'eau, puis, sous forte contrainte, se frottent et s'arc-boutent les uns contre les autres.

Les fluides rhéo-fluidifiants s'écoulent sous de faible contrainte et ont une viscosité qui diminue lorsque la contrainte croît. Le shampoing, les concentrés de jus de fruit, certaines solutions diluées de polymères et le sang font partie de cette famille.

### 2.2.2.2 Modélisation des fluides rhéo-fluidifiants

Il n'existe pas de modèle générique pour représenter le comportement des fluides rhéo-fluidifiants. Chaque fluide a sa propre signature pour les variations de viscosité que ce soit à faible ou à fort taux de cisaillement, d'où l'existence de plusieurs modèles. Les relations proposées par la suite correspondent aux modèles les plus courant trouvés dans la littérature allant de la modélisation la plus simple (en terme de reproduction comportementale et de paramètre utilisé dans les relations) jusqu'aux modèles les plus complets.

La première relation est la loi d'Ostwald ou loi en puissance et représente seulement la variation (non linéaire) de la viscosité [Joh04]. La relation se présente sous la forme suivante :

$$\mu_{PL} = \mu_{0PL} (\dot{\gamma})^{n_{PL}-1} \quad (2.21)$$

Selon la valeur du paramètre  $n_{PL}$ , la relation (2.21) décrit les comportements suivant :

- $n_{PL} = 1$  : fluide newtonien,
- $n_{PL} > 1$  : fluide rhéo-épaississant,
- $n_{PL} < 1$  : fluide rhéo-fluidifiant.

Cette relation ne respecte pas le comportement de certains fluides qui, pour une valeur de taux de cisaillement élevée, reprennent la caractéristique d'un fluide newtonien. Des modifications réalisées sur la relation (2.21) ont donné lieu à la loi en puissance généralisée qui s'écrit alors :

$$\mu_{PLG} = \lambda_{PLG} (\dot{\gamma}) |\dot{\gamma}|^{n_{PLG}(\dot{\gamma})-1} \quad (2.22)$$

avec :

$$\lambda_{PLG}(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty PLG} + \Delta\mu_{PLG} \exp \left[ - \left( 1 + \frac{|\dot{\gamma}|}{a_{PLG}} \right) \exp \left( - \frac{b_{PLG}}{|\dot{\gamma}|} \right) \right] \quad (2.23)$$

$$n_{PLG}(\dot{\gamma}) = n_{\infty PLG} + \Delta n_{PLG} \exp \left[ - \left( 1 + \frac{|\dot{\gamma}|}{c_{PLG}} \right) \exp \left( - \frac{d_{PLG}}{|\dot{\gamma}|} \right) \right] \quad (2.24)$$

Le terme  $|\dot{\gamma}|$  représente le second invariant du tenseur des taux de déformation et est défini par  $|\dot{\gamma}| = 2\sqrt{e_{ij}e_{ij}}$ .

Dans un même soucis de représentation comportementale, le modèle de Casson reflète la décroissance de la viscosité ainsi que le palier newtonien qui peut exister à fort cisaillement [Ng02]. Ce modèle est régit par la relation :

$$\mu_{CAS} = \left[ \sqrt{\mu_{\infty CAS}} + \sqrt{\frac{\tau_{0CAS}}{\dot{\gamma}}} \right]^2 \quad (2.25)$$

où  $\mu_{\infty CAS}$  représente la viscosité pour un taux de cisaillement infini et  $\tau_{0CAS}$  la contrainte limite d'écoulement. Ce modèle amène un plus pour l'étude rhéologique du sang car les paramètres  $\mu_{\infty CAS}$  et  $\tau_{0CAS}$  peuvent s'exprimer en fonction du taux d'hématocrite <sup>(1)</sup>  $H$  du sang étudié [Das00]. Les paramètres s'écrivent alors :

$$\sqrt{\mu_{\infty CAS}} = \left( \frac{\mu_{0CAS}}{(1-H)^{\alpha_{CAS}}} \right)^{1/2} \quad (2.26)$$

$$\sqrt{\tau_{0CAS}} = \beta_{CAS} \left[ \left( \frac{1}{1-H} \right)^{\alpha_{CAS}/2} - 1 \right] \quad (2.27)$$

Nous avons vu qu'un fluide non newtonien peut posséder une viscosité constante au fort taux de cisaillement. Certains fluides possèdent aussi un palier de viscosité constante pour de faible taux de cisaillement. Le modèle de Casson modifié prend en compte cet effet et s'écrit [Ceb05] :

$$\mu_{CSM} = \left[ \sqrt{\mu_{\infty CSM}} + \sqrt{\frac{\tau_{0CSM}}{\dot{\gamma}}} \sqrt{1 - \exp(-m_{CSM} \dot{\gamma})} \right]^2 \quad (2.28)$$

La valeur de la viscosité au faible taux de cisaillement est ajustée par la constante  $m_{CSM}$ .

Les derniers modèles proposés rassemblent toutes les caractéristiques citées précédemment. A savoir un comportement pseudo-newtonien pour les faibles et forts

---

<sup>(1)</sup> Volume de globule rouge par rapport au volume du sang.

taux de cisaillement et une diminution de la viscosité entre ces deux plateaux. Le premier est une expression générale de ces modèles, il porte le nom de modèle de Carreau et s'écrit comme suit [Joh04] :

$$\mu_{CAR} = \mu_{\infty CAR} + (\mu_{0 CAR} - \mu_{\infty CAR}) [1 + (\lambda_{CAR} \dot{\gamma})^{a_{CAR}}]^{(n_{CAR}-1)/a_{CAR}} \quad (2.29)$$

Le deuxième est un cas particulier du modèle de Carreau. Si  $n = a + 1$ , l'expression précédente correspond au modèle de Cross et devient [Cro03] :

$$\mu_{CR} = \mu_{\infty CR} + \frac{\mu_{0 CR} - \mu_{\infty CR}}{1 + (\lambda_{CR} \dot{\gamma})^{a_{CR}}} \quad (2.30)$$

Les paramètres  $\mu_{\infty CAR}$  et  $\mu_{0 CAR}$  correspondent à la viscosité respectivement à taux de cisaillement infini et nul. Les autres coefficients permettent de contrôler les variations de la courbe ( $\lambda_{CAR}$ , homogène à un temps, indique la position du point d'inflexion,  $a_{CAR}$  et  $n_{CAR}$  gouverne la pente en ce point).

Pour visualiser le comportement des différents modèles, nous avons choisi de tracer les caractéristiques d'un fluide sanguin. Les valeurs des paramètres sont regroupées dans le TABLEAU 2.1. La FIGURE 2.6 présente les courbes de variation de la viscosité et de la contrainte (définie par  $\sigma = \mu(\dot{\gamma}) \dot{\gamma}$ ) en fonction du taux de cisaillement. Le tracé de la viscosité est réalisé en échelle logarithmique-logarithmique pour bien évaluer les comportements au faible et fort taux de cisaillement. Les droites référencées  $\mu_0$  et  $\mu_{\infty}$  représentent les valeurs des viscosités respectivement au faible taux et fort taux de cisaillement lorsque le sang est considéré comme un fluide newtonien.

Le choix du modèle à utiliser peut se faire d'une part selon la gamme de taux de cisaillement qui sera balayée. Comme le montre la FIGURE 2.6 si l'écoulement étudié se trouve dans des valeurs de taux de cisaillement plutôt élevées, la loi en puissance généralisé ou le modèle de Casson sont à privilégier. D'autre part, la complexité en terme de détermination des paramètres peut être un argument. Le modèle de Casson modifié et le modèle de Carreau semblent définir les comportement avec une bonne corrélation dans une large gamme de taux de cisaillement mais possèdent en contre partie de nombreux paramètres à définir.

## 2.3 Ecoulement de référence

### 2.3.1 Choix de la géométrie

La géométrie utilisée pour cette étude doit répondre à certains critères. Le premier concerne directement la mécanique des fluides. L'objectif est d'étudier l'influence de déformations pariétales sur des particules stagnantes dans un

Fluide newtonien [Joh04]				
$\mu_0$ ( <i>mPa.s</i> )	$\mu_\infty$ ( <i>mPa.s</i> )			
56	3,45			
Loi en puissance [Joh04]				
$\mu_{0PL}$ ( <i>mPa.s</i> )	$n_{PL}$			
3,5	0,6			
Loi en puissance généralisée [Joh04, Joh05]				
$\mu_{\infty PLG}$ ( <i>mPa.s</i> )	$n_{\infty PLG}$	$\triangle\mu_{PLG}$ ( <i>mPa.s</i> )	$\triangle n_{PLG}$	$a_{PLG}$
3,5	1	25	0,45	50
$b_{PLG}$	$c_{PLG}$	$d_{PLG}$		
3	50	4		
Modèle de Casson [Das00]				
$H$	$\mu_{\infty CAS}$ ( <i>mPa.s</i> )	$\tau_{0CAS}$ ( <i>mPa</i> )		
0,45	4,414	3,8		
Modèle de Casson modifié [Ceb05]				
$m$	$\mu_{\infty CSM}$ ( <i>mPa.s</i> )	$\tau_{0CSM}$ ( <i>mPa</i> )		
10	4	4		
Modèle de Cross [Cro03]				
$\mu_{0CR}$ ( <i>mPa.s</i> )	$\mu_{\infty CR}$ ( <i>mPa.s</i> )	$a_{CR}$	$\lambda_{CR}$ ( <i>s</i> )	
36,4	3,5	1,41	0,38	
Modèle de Carreau [Ban01, Gij99, Per95, Che05]				
$\mu_{0CAR}$ ( <i>mPa.s</i> )	$\mu_{\infty CAR}$ ( <i>mPa.s</i> )	$n_{CAR}$	$a_{CAR}$	$\lambda_{CAR}$ ( <i>s</i> )
56	3,45	0,3568	2	3,313

TAB. 2.1 – Valeurs des paramètres des modèles définis pour un fluide non newtonien

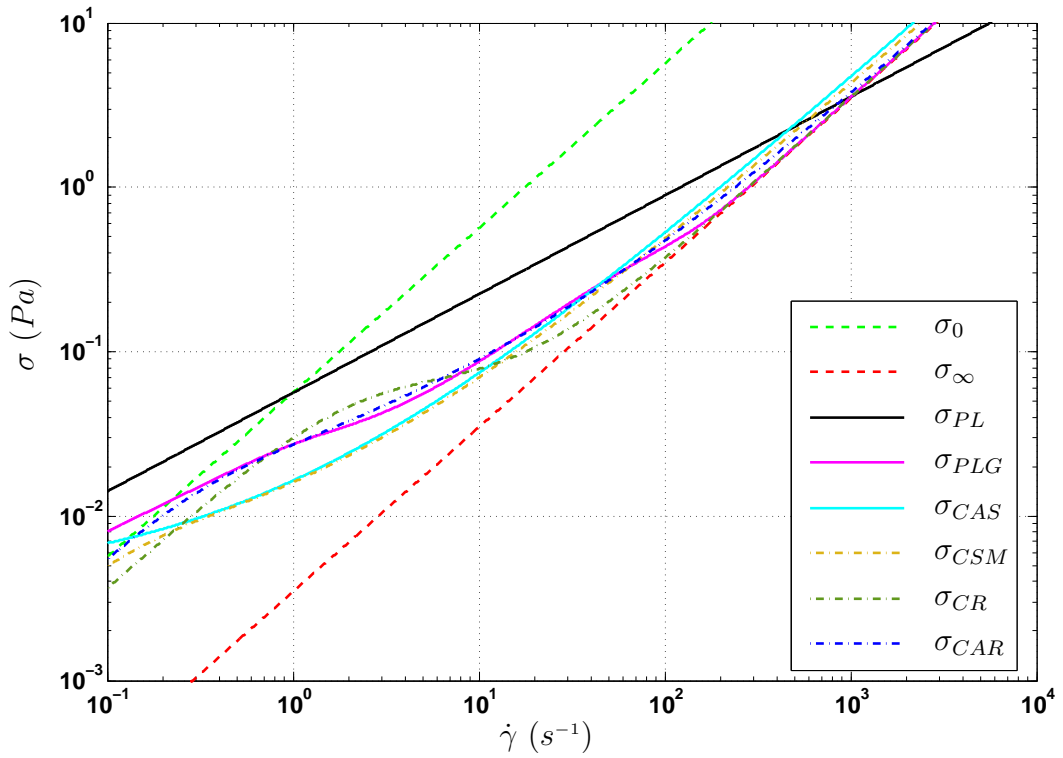
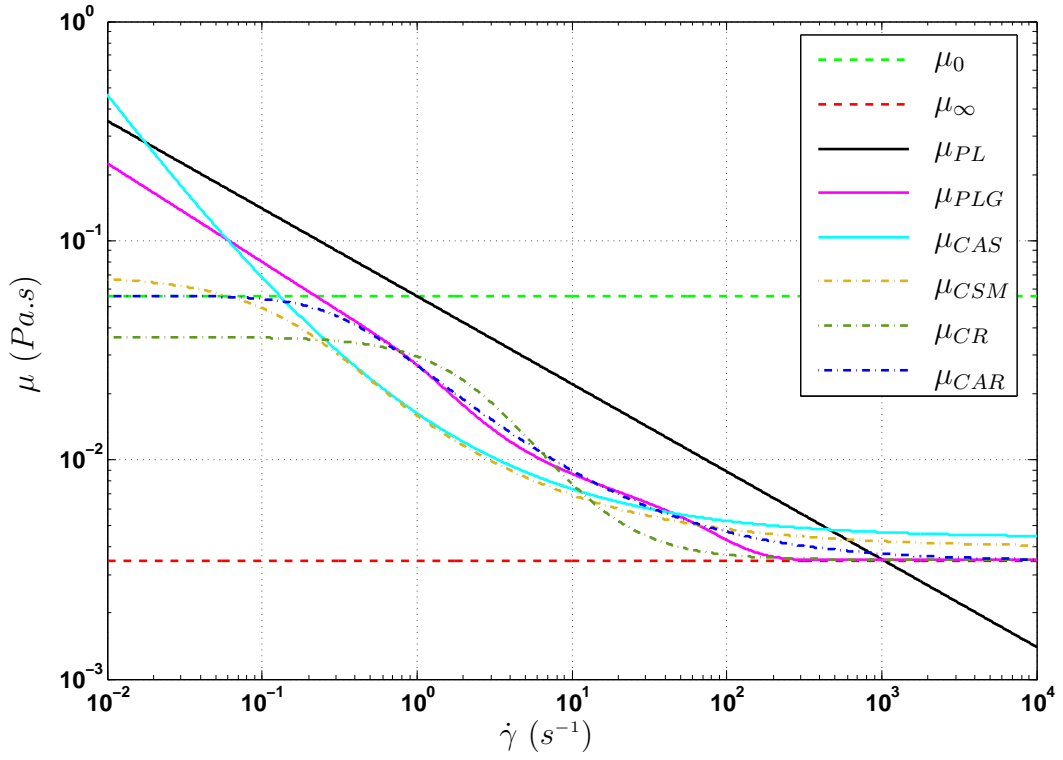


FIG. 2.6 – Modélisation des fluides rhéo-fluidifiants

écoulement liquide. La géométrie recherchée doit donc présenter une partie où l'écoulement est constant et laminaire pour réaliser l'immobilisation des particules dans des conditions les plus naturelles possibles, ainsi que des zones où les vitesses sont très faibles voire nulles pour être représentative des phénomènes rencontrés dans le domaine de l'assistance circulatoire (Chapitre 4). Il est donc naturel de s'intéresser à cette fin à des éléments couramment utilisés dans le domaine médical.

Un bon compromis correspond aux raccords de type divergent. Cette géométrie peut être assimilable à des bifurcations d'artères coronaires, de carotides, ou des vaisseaux sanguins. En outre, les divergences ou confluences d'artères et de vaisseaux font l'objet de nombreuses études en bio-mécanique depuis quelques années [Per95, Ceb02, Bot00, Pet03, Pro04]. Pour faciliter la reproductibilité des manipulations, nous utilisons des raccords divergents (1/4 de pouce) comme ceux utilisés dans certains circuits de circulation extracorporelle (cf. Chapitre 4). Cette géométrie, appelée raccord en Y, est illustrée sur la FIGURE 2.7. Le raccord est fabriqué en polycarbonate translucide ce qui nous permet de visualiser facilement l'écoulement. Le diamètre intérieur est de 6 mm, chaque branche mesure 32 mm et l'angle formé par les branches divergentes est de 60 °.

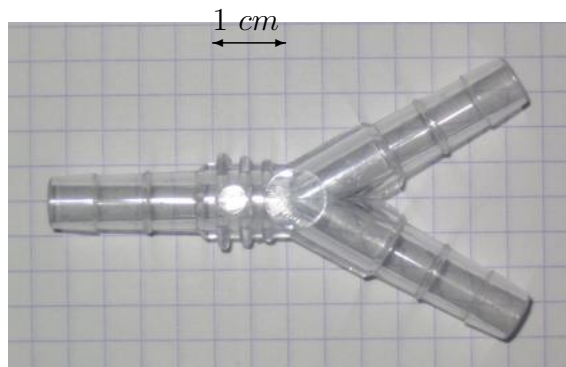


FIG. 2.7 – Raccord divergent employé pour l'étude

La justification de ce choix est détaillée dans la section suivante avec l'analyse des simulations par éléments finis exécutées avec le logiciel multiphysiques ANSYS. Pour cela, nous exploitons le solveur FLOTRAN CFD (Computational Fluid Dynamics) permettant de simuler des écoulements de fluide. Ce solveur utilise les relations fondamentales de la dynamique des fluides sous la forme suivante :

Contrainte de cisaillement (sous la forme indicielle) :

$$\sigma_{ij} = -\delta_{ij} P + \mu_e \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) + \delta_{ij} \lambda \frac{\partial v_i}{\partial x_j} \quad (2.31)$$



avec  $P$  la pression,  $\mu_e$  la viscosité effective et  $\lambda$  le second coefficient de viscosité (nul pour les fluides incompressibles).

Loi de conservation de la masse :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = 0 \quad (2.32)$$

Equation de Navier-Stokes :

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \vec{v}) + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) = \rho \vec{g} + \nabla \cdot \bar{\bar{\tau}} + \vec{R} + \vec{T} \quad (2.33)$$

où  $\bar{\bar{\tau}}$  définit le tenseur des contraintes,  $\vec{R}$  terme défini par l'utilisateur pour modéliser par exemple des milieux poreux,  $\vec{T}$  termes de pertes visqueuses et  $\nabla$  l'opérateur vectoriel nabla défini par :

$$\nabla = \begin{pmatrix} \partial/\partial x \\ \partial/\partial y \\ \partial/\partial z \end{pmatrix}$$

## 2.3.2 Simulation de l'écoulement dans la géométrie de référence

### 2.3.2.1 Conditions aux limites

Pour réaliser une similitude entre le raccord et un système circulatoire de type cardiaque, l'écoulement est considéré comme étant pulsé. Dans une approche simplificatrice, la vitesse d'entrée dans le raccord est modélisée par l'expression suivante :

$$V_e(t) = V_{moy} + \Delta V \sin\left(\frac{2\pi}{T}t + \varphi\right) \quad (2.34)$$

où  $V_{moy}$  représente la valeur moyenne de la vitesse,  $\Delta V$  la fluctuation autour de cette valeur et  $T$  la période d'oscillation.

Les autres conditions à préciser sont une pression nulle sur les aires normales à l'écoulement pour les branches de sorties et une vitesse nulle sur les parois intérieures du raccord.

La géométrie, dessinée à l'aide du logiciel ANSYS, est présentée sur la FIGURE 2.8. Elle ne représente que la partie intérieure du raccord (volume où l'écoulement existe). Les conditions énumérées précédemment sont reportées sur cette même figure.

Les valeurs numériques sont déterminées à partir des conditions expérimentales qui seront décrits dans le Chapitre 4. Pour l'instant, nous ne donnons juste

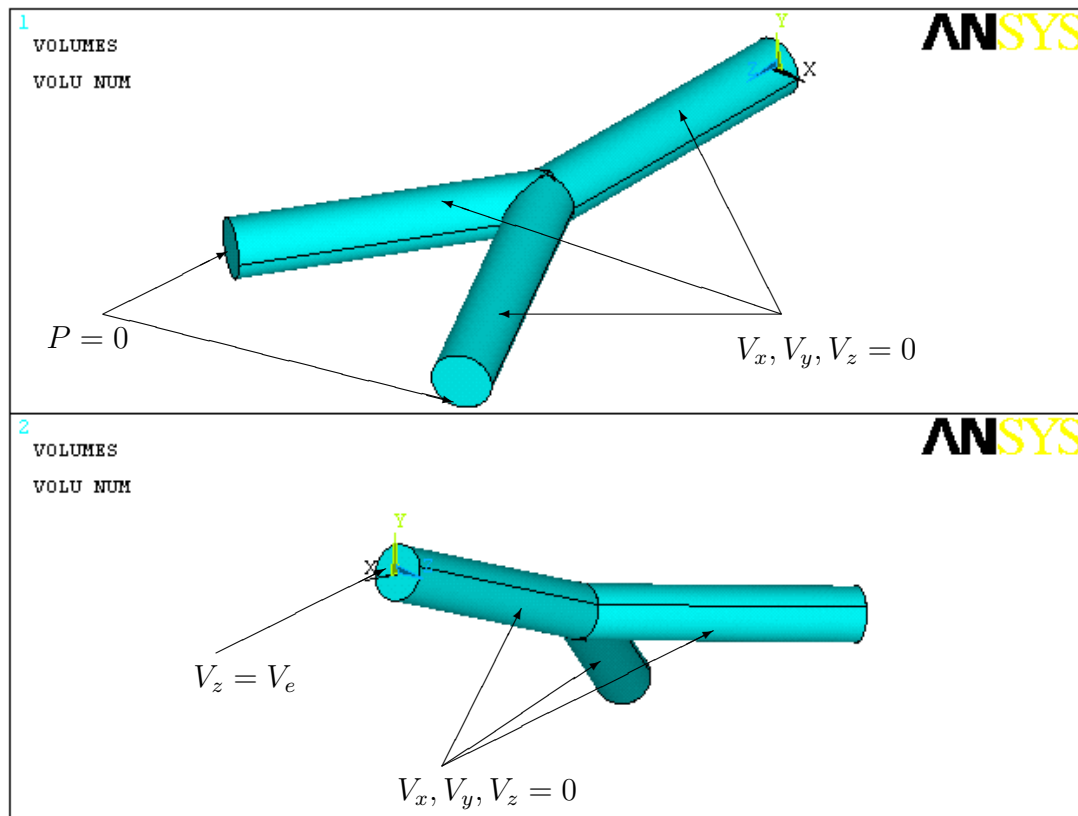


FIG. 2.8 – Description des conditions aux limites pour les simulations

que le débit moyen qui est d'environ  $0,3 \text{ L/min}$ . Pour notre raccord de diamètre  $6 \text{ mm}$ , cela est équivalent à une vitesse moyenne d'environ  $0,17 \text{ m/s}$ . Nous avons donc choisi les valeurs suivantes :  $V_{moy} = 0,2 \text{ m/s}$ ,  $\Delta V = 0,15 \text{ m/s}$ ,  $T = 1 \text{ s}$  et  $\varphi = -\pi/2$ .

### 2.3.2.2 Simulation de l'écoulement d'un fluide newtonien dans le raccord en Y

Dans une première étape, l'analyse est effectuée avec un fluide newtonien, en l'occurrence de l'eau. Les principales caractéristiques à spécifier sont une densité de  $1000 \text{ kg/m}^3$  et une viscosité dynamique de  $1 \text{ mPa.s}$ . Les résultats de la simulation sont illustrés sur les FIGURE 2.9 et FIGURE 2.10. Les images présentées ne montrent pas la totalité du raccord. La partie des éléments sélectionnés englobe tous les noeuds présents dans le plan  $-0,5 \text{ mm} < y < 0,5 \text{ mm}$ . L'étude étant effectuée en dynamique, nous présentons les résultats pour les temps où la vitesse d'entrée est maximale soit  $t = 0,5 \text{ s}$ . Les résultats pour une vitesse minimale sont illustrés dans l'ANNEXE C. La FIGURE 2.9 représente les champs de vitesse de l'écoulement (en  $\text{m/s}$ ) dans une vue d'ensemble puis, plus précisément, dans la zone de divergence.

La FIGURE 2.10 correspond aux contours des vitesses de l'écoulement (en  $m/s$ ).

### 2.3.2.3 Simulation de l'écoulement d'un fluide non newtonien dans le raccord en Y

L'étape suivante consiste à réaliser la même étude que précédemment mais, cette fois, avec un fluide non newtonien, le sang. Le caractère non newtonien peut se modéliser sous ANSYS avec le modèle de Carreau qui est défini par l'expression suivante :

$$\mu_e = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) [1 + (\lambda D_I)^2]^{(n-1)/2} \quad (2.35)$$

où  $D_I$  est lié au second invariant du tenseur des taux de déformation et défini par :

$$D_I = \sqrt{I_2} \quad (2.36)$$

avec

$$I_2 = \frac{1}{2} \sum_i \sum_j L_{ij} L_{ij} \quad \text{et} \quad L_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.37)$$

Pour les paramètres du modèle de Carreau pour le sang on se reportera au TABLEAU 2.1. La dernière propriété à définir est la densité que nous prenons égale à  $1050 \text{ kg/m}^3$ . Les conditions de simulation restent identiques à celles de l'étude précédente.

La FIGURE 2.11 illustre les champs de vitesse de l'écoulement obtenus alors que la FIGURE 2.12 présente les surfaces iso-vitesses correspondantes, les deux regroupant une vue d'ensemble et une vue localisée de la divergence.

### 2.3.2.4 Analyse des simulations

Le phénomène le plus marquant dans ces résultats est la zone de recirculation du fluide qui apparaît après la divergence. Cette caractéristique, propre aux divergences, est aussi liée à la viscosité du fluide : pour un fluide très visqueux la recirculation tend à disparaître. Nous pouvons remarquer que pour l'eau, cette zone est plus allongée suivant l'axe de l'écoulement et présente aussi une pénétration dans le fluide légèrement plus importante que dans le cas du sang.

Les vitesses du fluide sont quasi identiques dans les branches divergentes après la recirculation. Avant la divergence, le profil de vitesse dans les deux simulations montre que nous sommes en présence d'un régime laminaire, comme en témoignent les figures relatives aux iso-vitesses. L'étude réalisée dans la section suivante peut donc être exécutée dans la branche d'entrée du fluide.

Une dernière observation peut être portée sur les vitesses dans la zone de recirculation. En effet, la simulation avec de l'eau montre des vitesses plus importantes dans cette zone. D'où l'importance d'avoir pris en compte le comportement non

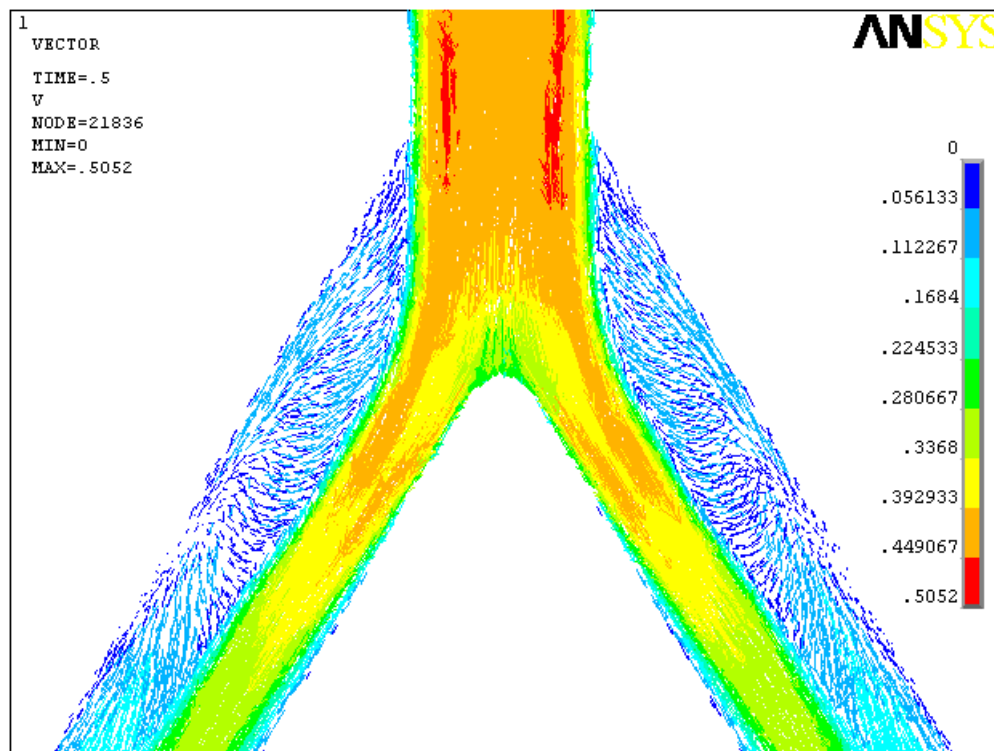
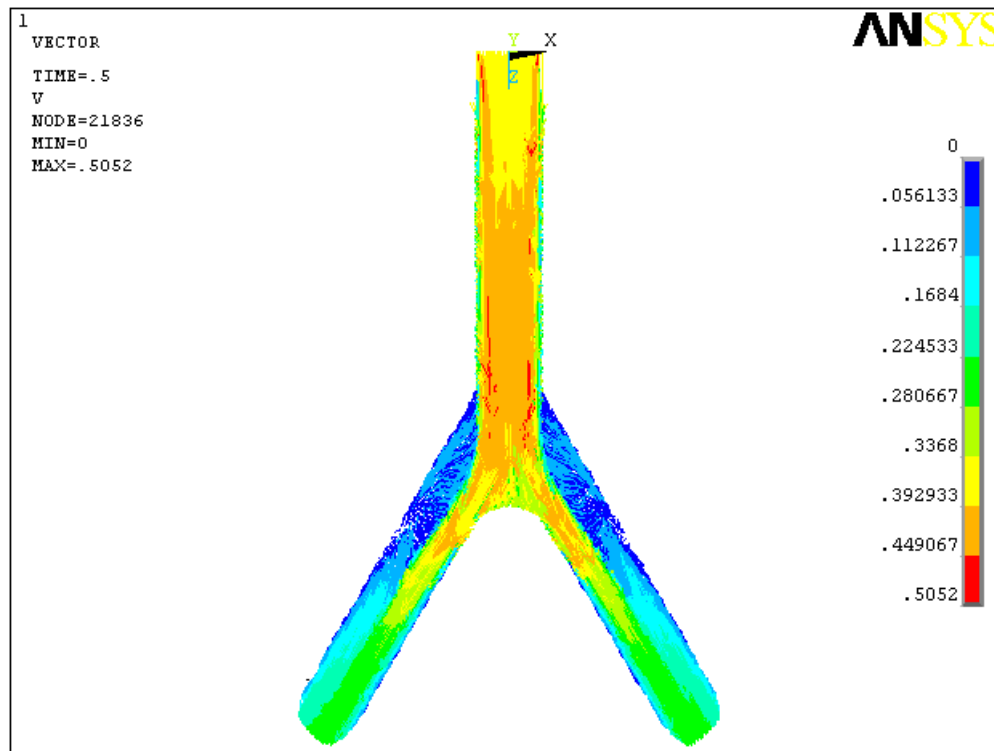
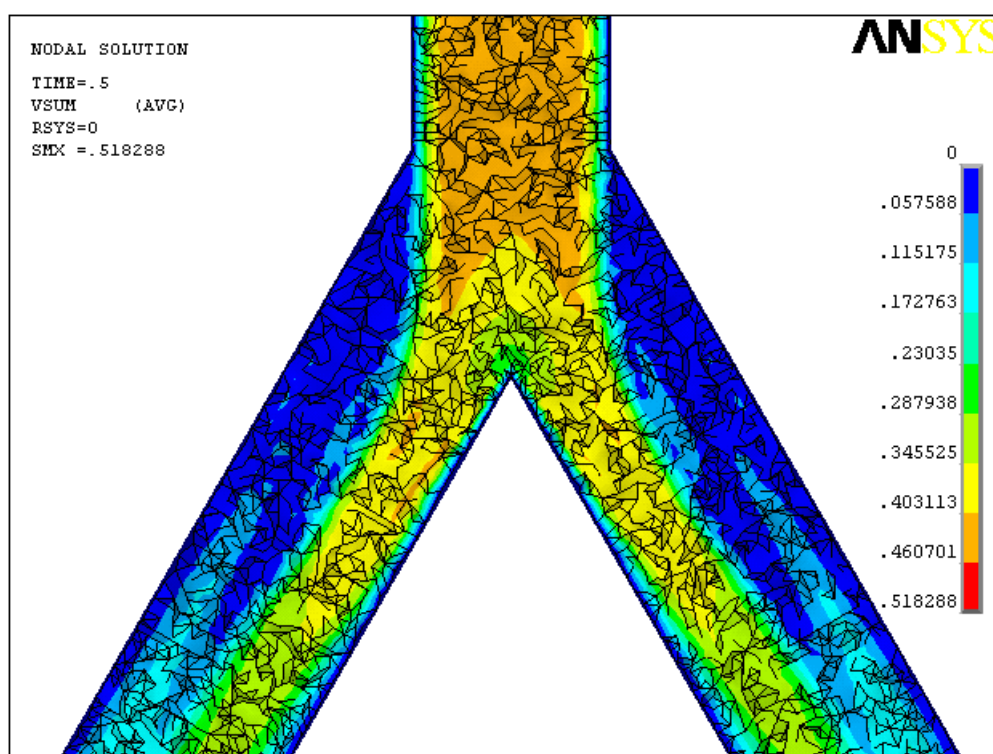
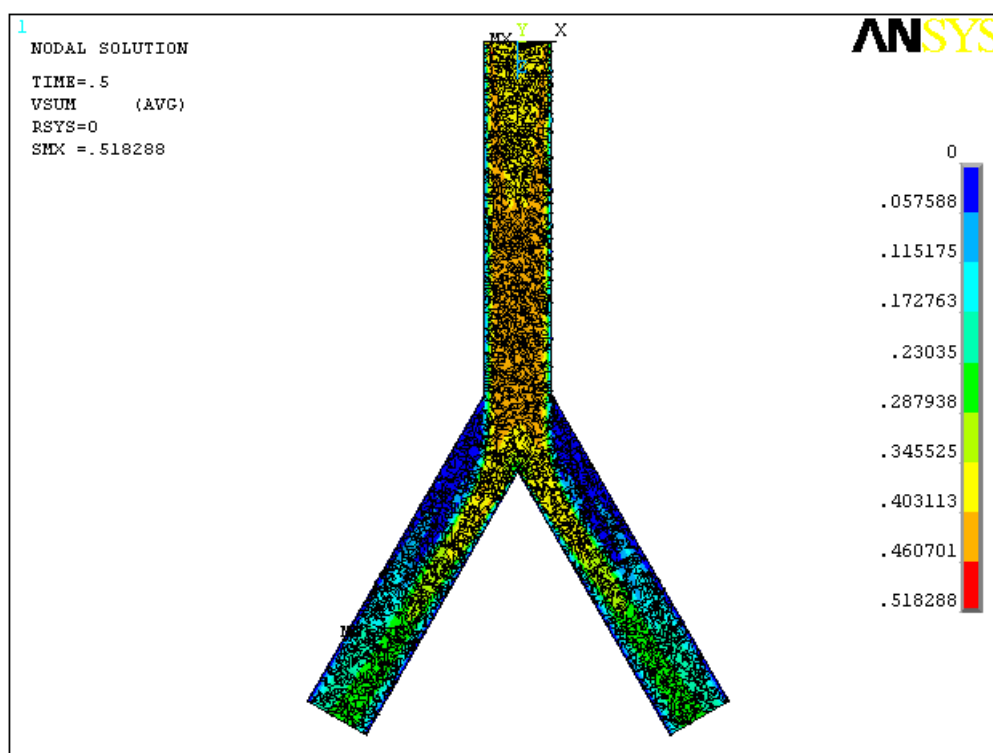


FIG. 2.9 – Vecteurs vitesses de l'écoulement d'eau pour  $t = 0,5$  s en  $m/s$

FIG. 2.10 – Contours des vitesses de l'écoulement d'eau pour  $t = 0,5$  s en  $m/s$

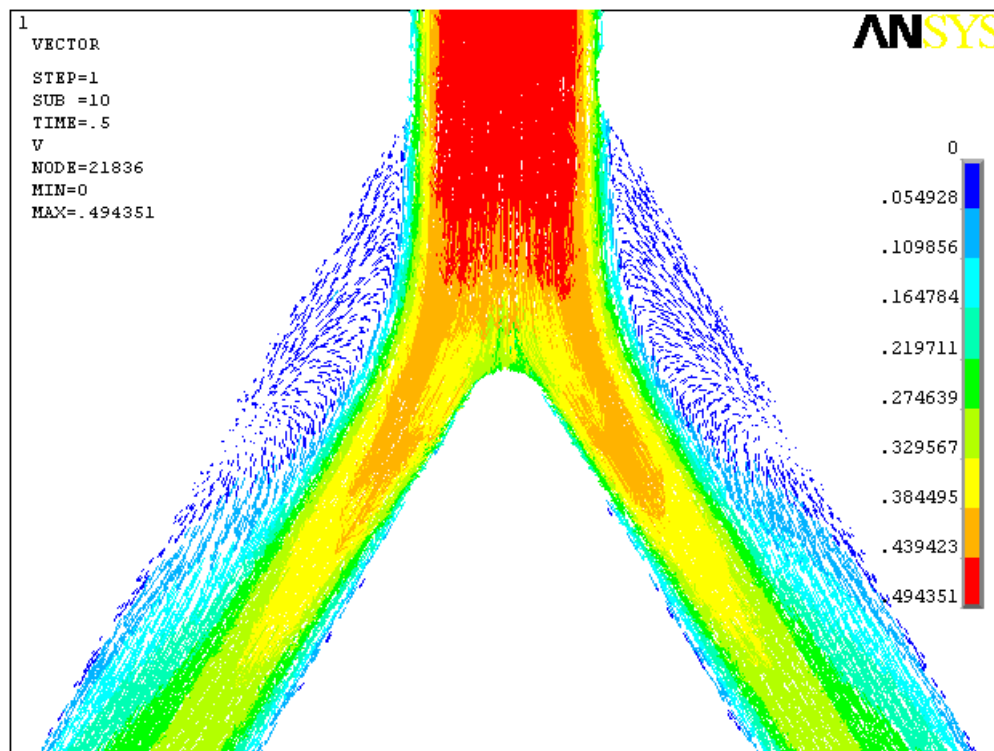
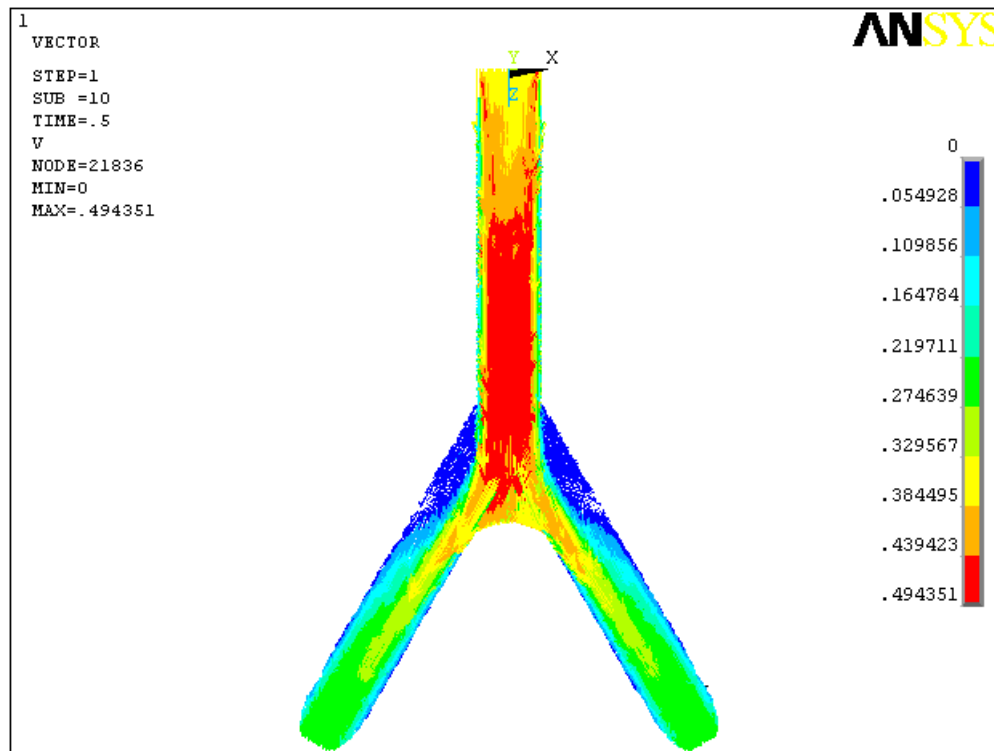
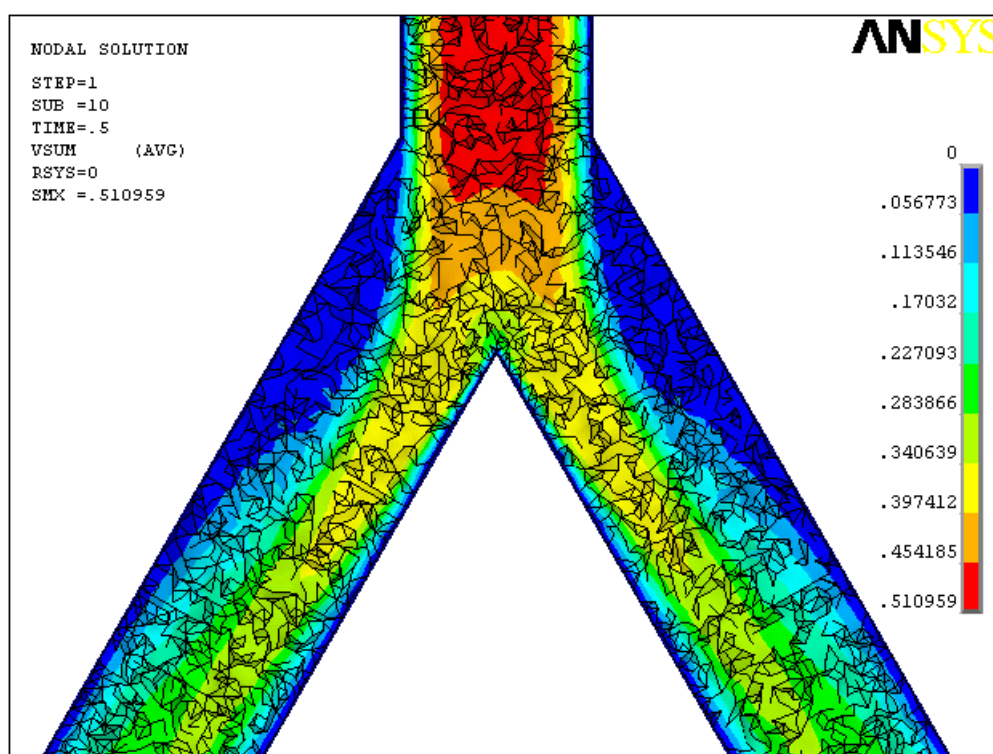
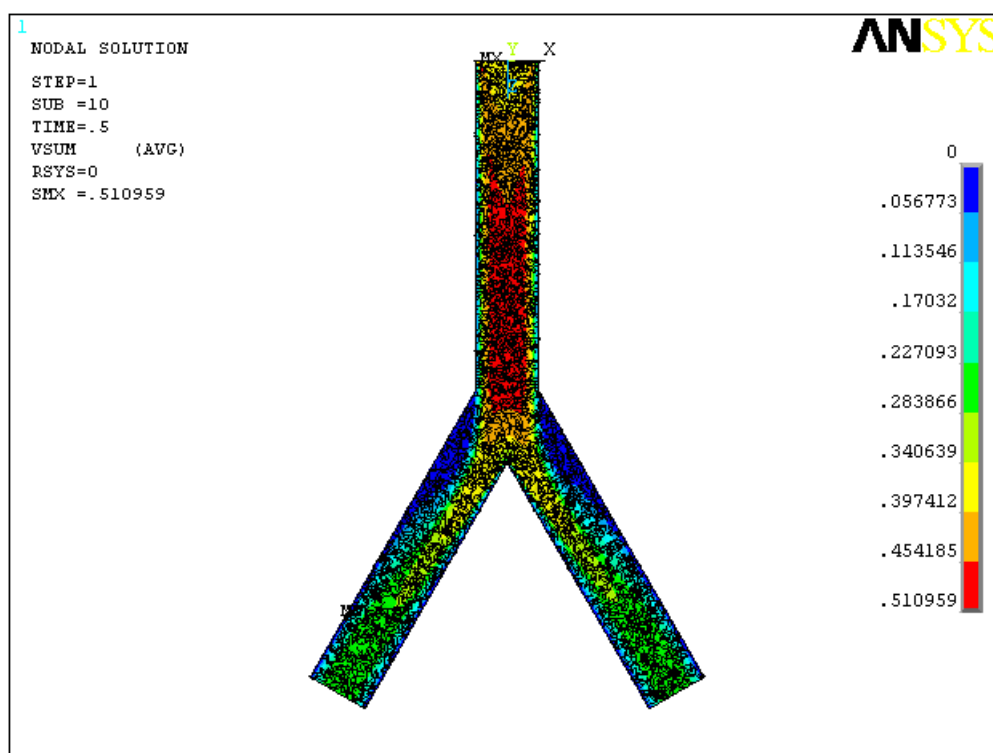


FIG. 2.11 – Vecteurs vitesse de l'écoulement de sang pour  $t = 0,5$  s en m/s

FIG. 2.12 – Contours des vitesse de l'écoulement de sang pour  $t = 0,5$  s en  $m/s$

newtonien du sang.

Cet aspect sera plus longuement développé dans le dernier chapitre qui traite de la coagulation du sang. Nous verrons plus en détail le lien qu'il pourrait y avoir entre cette zone de recirculation du fluide, l'aspect non newtonien du sang et la formation de caillots de sang.

## 2.4 Approche théorique sur l'influence de vibrations pariétales sur des particules stagnantes

### 2.4.1 Environnement considéré pour l'étude

Pour étudier l'influence de vibrations pariétales sur des particules stagnantes dans un fluide en mouvement, il nous faut réaliser un dispositif permettant de reproduire l'immobilisation de particules dans certaines zones déterminées de l'écoulement. La géométrie considérée pour la circulation du fluide est toujours le raccord en Y défini dans la section précédente. Quant aux inclusions envisagées, nous avons choisi d'utiliser de petites particules d'acier (limailles de fer) que nous avons stabilisées avant la divergence du raccord par l'intermédiaire d'un aimant. La FIGURE 2.13 montre le schéma de principe de ce dispositif.

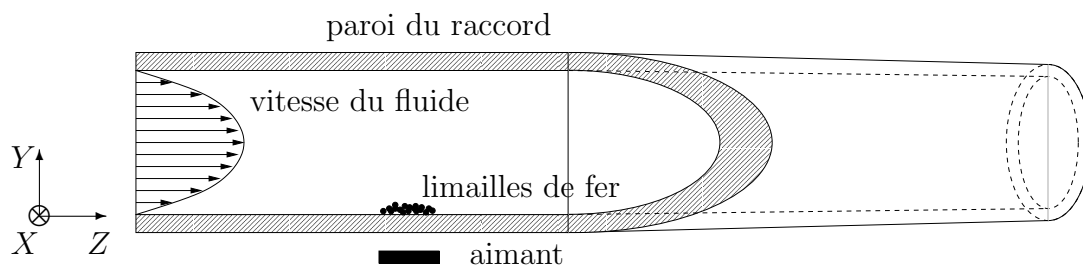


FIG. 2.13 – Agrégation "artificielle" de limailles de fer, vue en coupe du raccord

La déformation de la paroi est générée par l'actionneur qui sera défini dans le Chapitre 3. Cette étude prédictive a pour but de démontrer et de quantifier l'efficacité d'un système électroactif vibratoire visant à décoller les particules de la paroi. L'élaboration d'un modèle simple prenant en compte l'ensemble des forces (mécaniques et fluidiques) permettra de comprendre et de valider par la suite le fonctionnement du système préconisé.

### 2.4.2 Modélisation du système

#### 2.4.2.1 Hypothèses d'étude et définition des différentes forces mises en jeu

La première hypothèse à poser pour réaliser cette analyse porte sur l'élément pris en compte, qui dans notre cas, correspond à une particule élémentaire. Une



autre hypothèse concerne la forme de la particule. Pour simplifier, nous supposons que les particules correspondent à des sphères de diamètre  $d_p$ . Nous considérons par ailleurs que la vitesse n'est fonction seulement que du temps, les variations spatiales dans le plan transversal  $xOy$  ne sont pas prises en compte. La vitesse du fluide sera donc de la forme  $\vec{V}_f(t) = V_{f_z}(t) \vec{z}$ . Enfin, le déplacement de l'actionneur qui engendre les déformations de la paroi est considéré comme orienté selon l'axe  $Oy$ . Le système étant défini, il est alors possible de décrire les différentes forces mécaniques et fluidiques mises en jeu (FIGURE 2.14) [Duh01, Jua04].

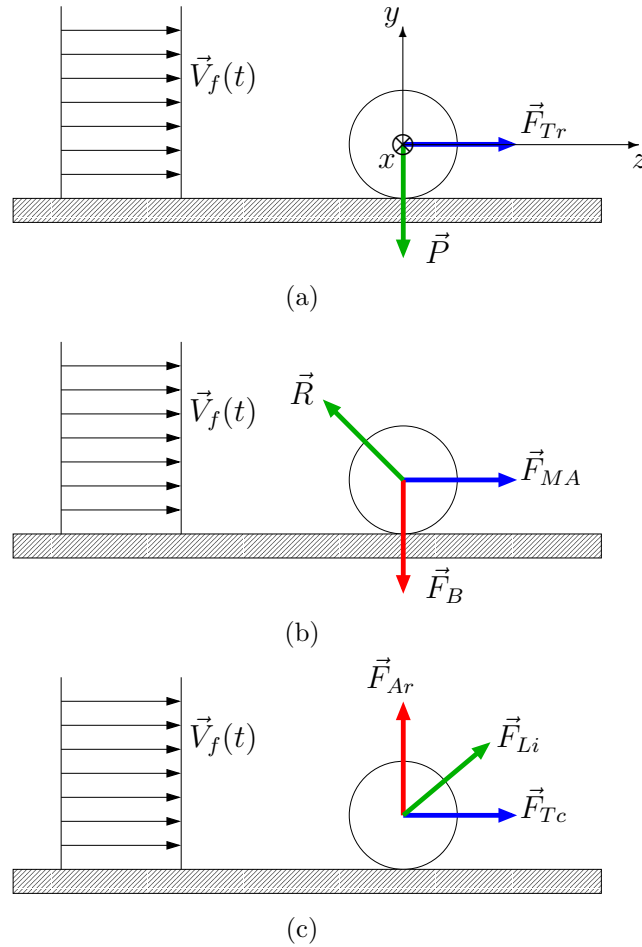


FIG. 2.14 – Bilan des forces appliquées sur la particule

Les forces qui interviennent dans ce dispositif sont définies comme suit :

- $\vec{P}$  : force de pesanteur,
- $\vec{F}_{Ar}$  : force d'Archimède,
- $\vec{F}_B$  : force due au champ magnétique de l'aimant,
- $\vec{R}$  : force due au contact entre la particule et la paroi du raccord,
- $\vec{F}_{Tr}$  : force de traînée qui prend en compte le mouvement relatif de la particule par rapport au fluide,

- $\vec{F}_{MA}$  : force de masse ajoutée qui résulte de l'accélération du fluide transmise à la particule,
- $\vec{F}_{Tc}$  : force de Tchen qui traduit la force que subirait le même volume de fluide en l'absence de particule,
- $\vec{F}_{Li}$  : force de lift due à la non uniformité de l'écoulement.

Les expressions analytiques des forces sont explicitées ci-dessous. Les principales caractéristiques intervenant dans ces relations sont  $\rho_f$  et  $\rho_p$  les densités, respectivement du fluide et de la particule,  $m_p$  désignant la masse de la particule,  $\nu_f$  la viscosité cinématique du fluide,  $\vec{V}_f$  et  $\vec{V}_p$  les vecteurs vitesses du fluide et de la particule et  $\vec{g}$  la gravité.

Force de pesanteur :

$$\vec{P} = m_p \vec{g} \quad (2.38)$$

Force d'Archimède :

$$\vec{F}_{Ar} = -\rho_f \frac{\pi d_p^3}{6} \vec{g} \quad (2.39)$$

Force magnétique :

$$\vec{F}_B = -\frac{B^2 S}{2\mu_0} \vec{y} \quad (2.40)$$

avec  $B$  champ magnétique en tesla ( $T$ ),  $S$  section utile de la particule égale à  $\pi d_p^2/4$  et  $\mu_0$  perméabilité magnétique de l'air ( $4\pi 10^{-7} H/m$ ),

Force de contact :

$$\vec{R} = \vec{R}_T + \vec{R}_N \quad (2.41)$$

composantes tangentielles et normales de la force de contact,

Force de traînée :

$$\vec{F}_{Tr} = \frac{1}{2} c_T \rho_f \frac{\pi d_p^2}{4} \left\| \vec{V}_f - \vec{V}_p \right\| \left( \vec{V}_f - \vec{V}_p \right) \quad (2.42)$$

Force de masse ajoutée :

$$\vec{F}_{MA} = c_{MA} \rho_f \frac{\pi d_p^3}{6} \left( \frac{d \vec{V}_f}{dt} - \frac{d \vec{V}_p}{dt} \right) \quad (2.43)$$

Force de Tchen :

$$\vec{F}_{Tc} = \rho_f \frac{\pi d_p^3}{6} \frac{d \vec{V}_f}{dt} \quad (2.44)$$

Force de lift :

$$\vec{F}_{Li} = c_L \rho_f \frac{\pi d_p^3}{6} \left( \vec{V}_f - \vec{V}_p \right) \wedge \text{rot} \vec{V}_f \quad (2.45)$$

La détermination de la force magnétique  $F_B$  est réalisée dans une première approche avec la configuration idéalisée illustrée sur la FIGURE 2.15. En effet, nous avons assimilé notre système à un aimant en forme de U où l'agglomérat de particule positionné au dessus referme les lignes de champ en formant une chaînette. La force magnétique alors considérée correspond à la force d'attachement agissant sur la surface frontale qui permet d'ouvrir le circuit magnétique, en d'autres termes, la force qu'il faudrait fournir pour "arracher" la particule de l'aimant. Cette particule est donc soumise à un champ  $B$  prédéfini qui calibre la force appliquée à une surface diamétrale de la particule sphérique.

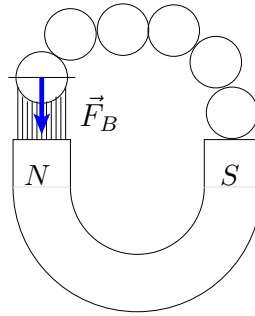


FIG. 2.15 – Justification de l'expression de la force magnétique  $\vec{F}_B$  (configuration idéalisée considérée)

Les paramètres  $c_{MA}$  et  $c_L$  sont identifiables grâce à l'hypothèse posée sur la géométrie de la particule. En effet, pour une sphère, ces deux coefficients ont pour valeur 0,5. Pour le paramètre  $c_T$ , il faut nous intéresser au nombre de Reynolds relatif à la particule défini par :

$$Re_p = \frac{\| \vec{V}_f - \vec{V}_p \| d_p}{\nu_f} \quad (2.46)$$

Dans le cas d'un nombre de Reynolds relatif faible, le coefficient de traînée est égal à :

$$c_T = \frac{24}{Re_p} \quad (2.47)$$

Cette relation permet alors de simplifier l'expression de la force de traînée. Dans notre cas, si nous prenons une vitesse moyenne du fluide de  $0,2 \text{ m/s}$ , un diamètre de la particule de  $150 \text{ }\mu\text{m}$  et la viscosité cinématique de l'eau, soit  $10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ , le nombre de Reynolds relatif de la particule est égal à 30 lorsque la vitesse de la particule est nulle. Dans ces conditions, le nombre de Reynolds relatif est à la limite de la zone où il peut être considéré comme faible (cf ANNEXE B). Nous gardons quand même la relation de linéarité qui existe entre  $c_T$  et  $Re_p$ . Après injection du terme  $Re_p$  dans la relation (2.42), la force de traînée a pour nouvelle expression :

$$\vec{F}_{Tr} = 3 \rho_f \pi d_p \nu_f (\vec{V}_f - \vec{V}_p) \quad (2.48)$$

Une autre simplification intervient pour la force de lift. L'étude se faisant dans le plan  $yOz$ , les composantes des vecteurs vitesse selon l'axe  $Ox$  sont nulles. Le produit vectoriel présent dans la force de lift s'écrit alors :

$$(\vec{V}_f - \vec{V}_p) \wedge \text{rot} \vec{V}_f = \begin{pmatrix} 0 \\ V_{fy} - V_{py} \\ V_{fz} - V_{pz} \end{pmatrix} \wedge \begin{pmatrix} \frac{\partial V_{fz}}{\partial y} - \frac{\partial V_{fy}}{\partial z} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

Nous avons pris pour hypothèse que la vitesse du fluide est invariante suivant l'axe  $Oy$ . Le produit vectoriel considéré est donc nul. Ainsi avec nos hypothèses, la force de lift est implicitement négligée.

La suite de la modélisation de notre dispositif passe par la formulation du principe fondamental de la dynamique, qui par définition s'écrit :

$$m_p \frac{d\vec{V}_p}{dt} = \sum_i \vec{F}_i \quad (2.49)$$

En appliquant cette relation à notre système, il vient :

$$m_p \frac{d\vec{V}_p}{dt} = \vec{P} + \vec{F}_{Ar} + \vec{F}_B + \vec{R} + \vec{F}_{Tr} + \vec{F}_{MA} + \vec{F}_{Tc} \quad (2.50)$$

L'équation (2.50) est exploitée dans la suite pour, d'une part, déterminer la valeur minimale du champ magnétique permettant d'immobiliser les particules de fer puis, d'autre part, extraire la condition de décollement de ces particules et ainsi valider une des fonctions de l'actionneur dimensionné.

### 2.4.2.2 Calcul du champ magnétique minimum immobilisant la particule

Dans cette section, les déformations de la paroi ne sont pas prises en compte. Nous cherchons à quantifier la valeur du champ magnétique de l'aimant qui permet de stabiliser la particule quand cette dernière est seulement soumise aux forces amenées par le fluide en mouvement. Dans un premier temps, nous reprenons l'équation (2.50) que nous projetons sur les axes  $Oy$  et  $Oz$ . Nous obtenons le système d'équations suivant :

$$\left\{ \begin{array}{l} m_p \frac{dV_{pz}}{dt} = -R_T + 3\rho_f \pi d_p \nu_f (V_{fz} - V_{pz}) + \rho_f \frac{\pi d_p^3}{12} \left( \frac{dV_{fz}}{dt} - \frac{dV_{pz}}{dt} \right) \\ \quad + \rho_f \frac{\pi d_p^3}{6} \frac{dV_{fz}}{dt} \\ m_p \frac{dV_{py}}{dt} = -\rho_f \frac{\pi d_p^3}{6} g + \rho_p \frac{\pi d_p^3}{6} g - F_B + R_N + 3\rho_f \pi d_p \nu_f (V_{fy} - V_{py}) \\ \quad + \rho_f \frac{\pi d_p^3}{12} \left( \frac{dV_{fy}}{dt} - \frac{dV_{py}}{dt} \right) + \rho_f \frac{\pi d_p^3}{6} \frac{dV_{fy}}{dt} \end{array} \right. \quad (2.51)$$

En désignant par  $(z_p, y_p)$  les coordonnées de la particule dans le référentiel lié à la particule et en tenant compte de l'hypothèse formulée sur la vitesse du fluide ( $\vec{V}_f(t) = V_{fz}(t) \vec{z}$ ), l'équation précédente s'écrit alors :

$$\left\{ \begin{array}{l} m_p \frac{d^2 z_p}{dt^2} = -R_T + 3\rho_f \pi d_p \nu_f \left( V_{fz} - \frac{dz_p}{dt} \right) + \rho_f \frac{\pi d_p^3}{12} \left( \frac{dV_{fz}}{dt} - \frac{d^2 z_p}{dt^2} \right) \\ \quad + \rho_f \frac{\pi d_p^3}{6} \frac{dV_{fz}}{dt} \\ m_p \frac{d^2 y_p}{dt^2} = (\rho_p - \rho_f) \frac{\pi d_p^3}{6} g - \frac{B^2}{2\mu_0} \frac{\pi d_p^2}{4} + R_N - 3\rho_f \pi d_p \nu_f \frac{dy_p}{dt} \\ \quad - \rho_f \frac{\pi d_p^3}{12} \frac{d^2 y_p}{dt^2} \end{array} \right. \quad (2.52)$$

D'où, après simplifications :

$$\left\{ \begin{array}{l} \left( \rho_p + \frac{\rho_f}{2} \right) \frac{\pi d_p^3}{6} \frac{d^2 z_p}{dt^2} + 3\rho_f \pi d_p \nu_f \frac{dz_p}{dt} = \rho_f \frac{\pi d_p^3}{4} \frac{dV_{fz}}{dt} \\ \quad + 3\rho_f \pi d_p \nu_f V_{fz} - R_T \\ \left( \rho_p + \frac{\rho_f}{2} \right) \frac{\pi d_p^3}{6} \frac{d^2 y_p}{dt^2} + 3\rho_f \pi d_p \nu_f \frac{dy_p}{dt} = (\rho_f - \rho_p) \frac{\pi d_p^3}{6} \\ \quad - \frac{B^2}{2\mu_0} \frac{\pi d_p^2}{4} + R_N \end{array} \right. \quad (2.53)$$

Nous gardons, dans cette section, le modèle de la vitesse du fluide explicité dans la section précédente lors des simulations de l'écoulement sanguin dans le raccord. Nous avons pris alors comme valeur  $\varphi = -\pi/2$ , ce qui nous permet de réécrire l'expression (2.34) sous la forme :

$$V_{f_z}(t) = V_{f_{moy}} - \Delta V_f \cos\left(\frac{2\pi}{T}t\right) \quad (2.54)$$

Ainsi la valeur minimale du champ magnétique peut être déterminée à partir du système d'équations (2.53). Le détail des calculs réalisés avec le logiciel MAPLE est donné en ANNEXE D. Nous ne donnons ici que la démarche mise en oeuvre :

1. La première étape consiste à résoudre les équations différentielles. Nous obtenons ainsi les "équations de la trajectoire de la particule". Les expressions trouvées montrent que les coordonnées de la particule sont dépendantes de plusieurs paramètres, soit  $z_p = f(t, R_T)$  et  $y_p = f(t, B, R_N)$ .
2. Nous nous plaçons ensuite au temps où la vitesse du fluide est maximale soit pour  $t_{max} = 0,5$  s. La particule est supposée être immobilisée, donc  $z_p = 0$ . Dans ces conditions, l'équation projetée sur l'axe  $Oz$  permet donc de déterminer la valeur de la force de contact tangentielle  $R_T$ .
3. Pour le même instant  $t_{max}$ , nous cherchons l'intersection entre les plans d'équation  $y_p = f(B, R_N)$  et  $y_p = 0$  (particule immobile). Cette résolution permet de trouver une relation qui est seulement fonction de  $B$ ,  $R_N$  et  $t$  appelée droite d'intersection.
4. Dans le cas d'un contact sans glissement, une loi usuelle de la mécanique (loi de Coulomb) permet de lier la force de contact normale à la force tangentielle par  $R_T = c_f R_N$  où  $c_f$  est le coefficient de frottement de l'acier que nous avons pris égal à 0.2. Connaissant  $R_T$  nous pouvons déterminer maintenant  $R_N$ .
5. En injectant la valeur de  $R_N$  pour le temps  $t_{max}$  dans l'équation de la droite d'intersection défini ci-dessus, nous pouvons extraire la valeur du champ magnétique minimum  $B_{min}$  permettant de stabiliser la particule d'acier.

Le détail et les caractéristiques des différents éléments constituant notre dispositif mis en place dans cette étude sont décrits dans le chapitre suivant. Pour l'instant, seule la taille moyenne des particules ( $d_p = 150 \mu m$ ) et la densité de l'acier ( $\rho_p = 7500 \text{ kg/m}^3$ ) ne sont fixés. En ce qui concerne les valeurs des paramètres de la vitesse du fluide, le calcul numérique est réalisé dans les mêmes conditions que pour les simulations précédentes soit  $V_{f_{moy}} = 0,2 \text{ m/s}$ ,  $\Delta V_f = 0,15 \text{ m/s}$  et  $T = 1 \text{ s}$ . Nous obtenons ainsi un champ magnétique minimum égal à :

$$B_{min} = 13,5 \text{ mT}$$

Dans ces conditions, l'aimant requis peut être simplement constitué de deux petites pastilles aimantées circulaires en ferrite du commerce. Ces aimants peuvent fournir un champ magnétique de 200 mT au plus près des aimants. L'ajustement du champ magnétique au niveau des particules est effectué en jouant sur "l'entrefer" mis en jeu entre ces deux sous-ensembles.

### 2.4.2.3 Condition de décollement de la particule

L'objectif de la présente étude consiste, sur la base du modèle précédemment décrit, à établir la condition qui conduit au décollement de la particule sous l'effet combiné de l'aimant de maintien, de l'écoulement et de la vibration générée à la paroi (FIGURE 2.16).

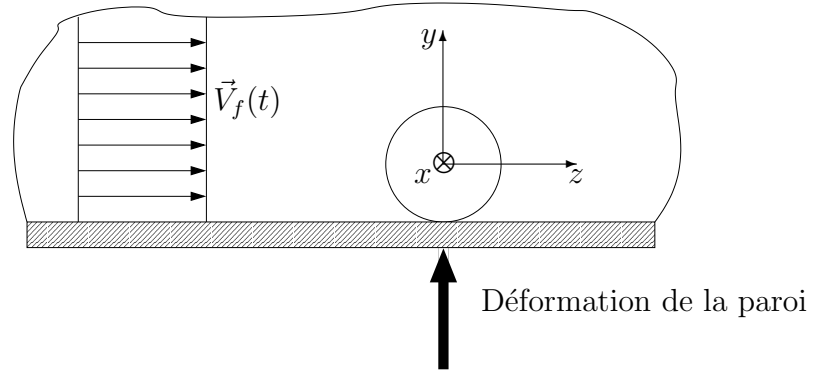


FIG. 2.16 – Système considéré pour la modélisation portant sur la condition de décollement d'une particule

Tant que la particule est immobilisée sur la paroi et donc en contact, elle suit le mouvement de déformation de la paroi. Nous considérons donc dans cette approche que la coordonnée de la particule dans l'axe vertical, à savoir  $y_p$ , est identique au déplacement de la paroi tant que le contact existe. Si nous imposons un déplacement harmonique de la paroi défini par :

$$A(t) = \frac{A_m(\omega)}{2} (1 - \cos(\omega t)) \quad (2.55)$$

où  $A_m$  représente l'amplitude maximale de la déformation de la paroi pour la pulsation  $\omega$ , nous connaissons ainsi le déplacement de la particule en écrivant :

$$y_p = A(t) \quad (2.56)$$

Le décollement de la particule peut se traduire comme une rupture du contact entre la particule et la paroi. En d'autres termes, cela signifie que la composante normale de la force de réaction devient nulle. Notre but est donc de vérifier si le

déplacement généré remplit cette condition que nous pouvons traduire de manière analytique par l'inégalité :

$$R_N \leq 0 \quad (2.57)$$

L'équation que nous allons exploiter est la composante suivant l'axe  $Oy$  du système d'équations (2.53) dont l'écriture est rappelée ci-dessous.

$$\left(\rho_p + \frac{\rho_f}{2}\right) \frac{\pi d_p^3}{6} \frac{d^2 y_p}{dt^2} + 3 \rho_f \pi d_p \nu_f \frac{dy_p}{dt} = (\rho_f - \rho_p) \frac{\pi d_p^3}{6} - \frac{B^2}{2\mu_0} \frac{\pi d_p^2}{4} + R_N \quad (2.58)$$

En intégrant la nouvelle définition de la coordonnées de la particule suivant l'axe  $Oy$  et la condition de décollement de cette dernière nous obtenons l'équation :

$$\begin{aligned} \left(\rho_p + \frac{\rho_f}{2}\right) \frac{\pi d_p^3}{6} \frac{A_m}{2} \omega^2 \cos(\omega t) + 3 \rho_f \pi d_p \nu_f \frac{A_m}{2} \omega \sin(\omega t) \\ + (\rho_p - \rho_f) \frac{\pi d_p^3}{6} + \frac{B^2}{2\mu_0} \frac{\pi d_p^2}{4} \leq 0 \end{aligned} \quad (2.59)$$

Cette condition établit ainsi un lien direct entre les paramètres physiques du fluide chargé servant de modèle de référence, et les caractéristiques vibratoires du système d'activation mis en œuvre. Elle permet en cela de prédimensionner le système électroactif par rapport à un cahier des charges donné. La validité de cette condition sera vérifiée ultérieurement, lors de l'étude expérimentale conduite au Chapitre 4.

## 2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, le modèle théorique permettant d'étudier l'influence de vibrations pariétales sur des particules immobilisées dans un écoulement fluide à été élaboré. En considérant, d'une part, une géométrie définie permettant de contrôler un écoulement liquide puis, d'autre part, un ensemencement de petites particules immobilisées contre une paroi de cette géométrie, la formulation établie permet de déterminer la condition requise pour le décollement des particules de la paroi.

L'environnement de cette étude faisant appel à divers domaines physiques, les principes de la mécanique des fluides ont été rappelés dans un premier temps. De la nature du mouvement d'un fluide (par diffusion et/ou convection), en passant par la cinématique et la dynamique de mouvement d'un fluide (équation de Navier-Stokes) ainsi que les paramètres caractérisant un fluide (viscosité cinématique ou dynamique et nombre de Reynolds), ces rappels nous ont conduit



à considérer plus particulièrement la famille des fluides non newtonien, l'objet de notre travail concernant plus spécifiquement le contrôle d'écoulements sanguins. Différents modèles de la variation de la viscosité des fluides non newtonien accessibles dans la littérature ont été exploités en vue de réaliser des simulations.

La géométrie de référence servant de base à notre étude a ensuite été définie. Cette géométrie doit présenter des zones de basse vitesse et/ou de vitesse nulle pour favoriser l'agrégation de particules, en vue d'appréhender le phénomène de thrombose plus spécifiquement étudiés au Chapitre 4. C'est pourquoi les raccords de type divergence ont été choisis. Des simulations CFD réalisées avec ANSYS ont permis de localiser précisément les différentes zones représentatives des phénomènes d'annulation ou d'inversion des vitesses (bulle de recirculation) pour l'eau et pour le sang. Ces zones de recirculation apparaissent après la divergence. Ces dernières sont directement impliquées dans les phénomènes de coagulation du sang.

Les conditions de l'étude étant définies, la dernière étape a consisté à modéliser le système de référence retenu. Le procédé utilisé pour immobiliser artificiellement les particules est un champ magnétique créé par un aimant. En tenant compte des hypothèses posées (étude d'une seule particule de forme sphérique) et en réalisant un bilan des forces mises en jeu (pesanteur, archimède, traînée, masse ajoutée, tchen, réaction et magnétique), l'application du principe fondamental de la dynamique fournit le système d'équations régissant le déplacement de la particule. Sous certaines hypothèses, ces équations nous ont permis de trouver les relations déterminant la valeur du champ magnétique minimum stabilisant la particule quand elle est soumise aux forces fluidiques ainsi que la condition de décollement de la particule lorsque les déformations pariétales sont générées.

Sur la base de cette pré-étude théorique et des considérations portant sur les technologies d'actionneurs disponibles (Chapitre 1), il s'agit maintenant de concevoir et dimensionner un système électroactif capable de générer les déformations sur la paroi du raccord en Y servant de référence à notre étude.



# Chapitre 3

## Dimensionnement et caractérisation d'un actionneur piézoélectrique

### Sommaire

---

<b>3.1</b>	<b>Introduction . . . . .</b>	<b>76</b>
<b>3.2</b>	<b>Structure des actionneurs . . . . .</b>	<b>76</b>
3.2.1	Définition du cahier des charges . . . . .	76
3.2.2	Choix du matériau électroactif . . . . .	78
3.2.3	Géométries des piézo-actionneurs . . . . .	79
<b>3.3</b>	<b>Comportement dynamique . . . . .</b>	<b>82</b>
3.3.1	Simulations prédictives . . . . .	82
3.3.2	Relevés expérimentaux . . . . .	88
<b>3.4</b>	<b>Modélisation des actionneurs . . . . .</b>	<b>95</b>
3.4.1	Modèle électromécanique . . . . .	95
3.4.2	Puissance électrique mise en jeu . . . . .	107
<b>3.5</b>	<b>Etude expérimentale du brassage de particules agglomérées par effet magnétique . . . . .</b>	<b>108</b>
3.5.1	Matériels utilisés . . . . .	108
3.5.2	Résultats expérimentaux . . . . .	109
<b>3.6</b>	<b>Conclusion . . . . .</b>	<b>114</b>

---

## 3.1 Introduction

Sur la base des résultats obtenus précédemment, les besoins fonctionnels caractérisant la fonction d'activation requise en termes de mécanique des fluides sont à ce stade globalement définis. La prochaine étape va donc consister à dimensionner et réaliser un actionneur électroactif, capable de produire dans un premier temps le décollement de la particule décrit dans l'étude théorique précédente. Cet actionneur devra dans un second temps être adapté pour tester l'efficacité de ce concept dans le domaine des écoulements sanguins, en vue de disposer à terme d'un système anticoagulant "électroactif".

Pour ce faire, nous devons d'abord préciser le cahier des charges. Des études par simulations avec éléments finis nous donnerons les informations nécessaires pour élaborer ces spécifications. Vient ensuite la sélection du matériau actif utilisé pour les actionneurs. Ce choix est fait par l'intermédiaire des données présentées dans le Chapitre 1 sur les divers matériaux ainsi que par une analyse qui sera définie dans ce chapitre.

Afin de prédéterminer le comportement des actionneurs, une étude par simulation numérique sera effectuée. Les structures retenues seront ensuite caractérisées expérimentalement à l'aide d'un banc vibrométrique et d'un traitement informatique.

Un modèle basé sur les schémas équivalents de Mason pourra alors être établi.

La vérification expérimentale de la condition de décollement de la particule prédéterminée dans le chapitre précédent fera l'objet de la dernière partie du chapitre.

## 3.2 Structure des actionneurs

### 3.2.1 Définition du cahier des charges

Afin de définir les caractéristiques de l'actionneur électroactif à dimensionner, nous devons spécifier le besoin en termes de déplacement et d'effort mécanique de notre système d'étude. Ces données sont en réalité imposées par le raccord en Y, plus précisément par les limites mécaniques du matériau dans lequel ce raccord est moulé, en l'occurrence du polycarbonate. Les propriétés mécaniques de ce matériau sont définies en ANNEXE E et prennent en compte la densité, le module de Young et le coefficient de Poisson. La donnée nous important le plus dans cette section est la valeur de la contrainte mécanique limite du polycarbonate, notée  $\hat{T}_{PC}$ . En effet, soumettre un échantillon de polycarbonate à un effort supérieur à  $\hat{T}_{PC}$  entraîne la ruine de l'échantillon. Cette contrainte se situe entre 120 et 150 MPa pour le polycarbonate.

Pour déterminer la valeur du déplacement associé à cette contrainte, nous avons

réalisé des simulations structurelles avec le logiciel ANSYS. Le volume pris en compte est un parallélépipède rectangle avec un orifice cylindrique. Les dimensions sont identiques à celles du raccord en Y (largeur :  $1\text{ cm}$ , diamètre :  $0,6\text{ cm}$ ), seule la longueur a été choisie arbitrairement. L'action mécanique est appliquée sur une face du volume, l'aire opposée est considérée comme immobilisée. Deux résultats sont extraits de ces simulations, en premier la valeur de la contrainte mécanique (FIGURE 3.1(a)) puis la valeur de la déformation générée (FIGURE 3.1(b)).

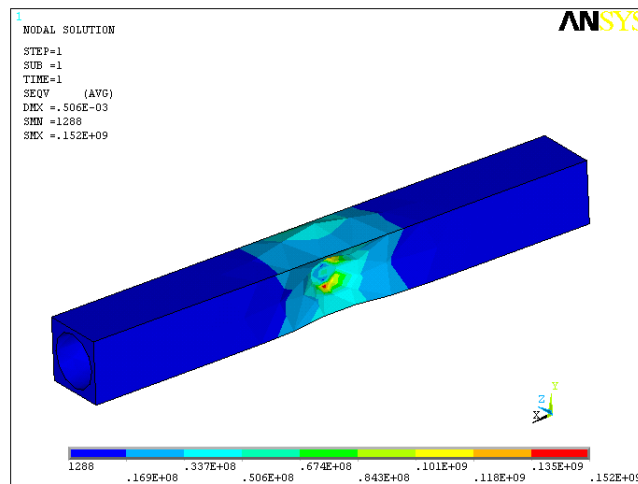
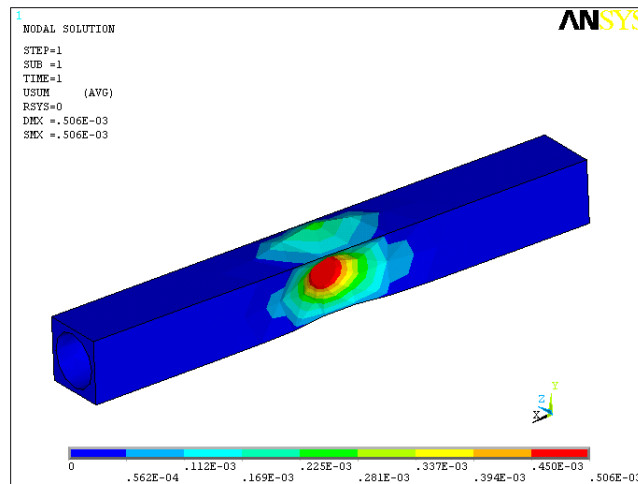
(a) Contrainte en  $[Pa]$ (b) Déformation en  $[m]$ 

FIG. 3.1 – Simulation en structure d'un échantillon de polycarbonate

Ces simulations montrent que pour une valeur de contrainte de  $152\text{ MPa}$ , la déformation créée sur l'échantillon de polycarbonate est d'environ  $0,5\text{ mm}$ . Ces deux valeurs définissent maintenant le cahier des charges de l'actionneur.

La dernière précision à apporter concerne la fréquence d'utilisation de l'action-

neur. Nous n'avons pas de données exactes pour ce paramètre. Nous avons donc choisi de se limiter à une fréquence maximale de  $10\text{ kHz}$ , ce qui offre cependant une plage d'étude relativement large en termes de bande passante.

### 3.2.2 Choix du matériau électroactif

Le cahier des charges étant précisé, nous pouvons sélectionner le matériau électroactif répondant à ces spécifications parmi les différents matériaux décrits dans le Chapitre 1. Pour ce faire, une comparaison des divers phénomènes exploités est réalisée en terme de performances dynamiques spécifiques. Il est ainsi possible d'évaluer le comportement de ces phénomènes, par quelques exemples d'actionnements, dans un plan effort spécifique - vitesse de déformation relative [Nog00a] (FIGURE 3.2).

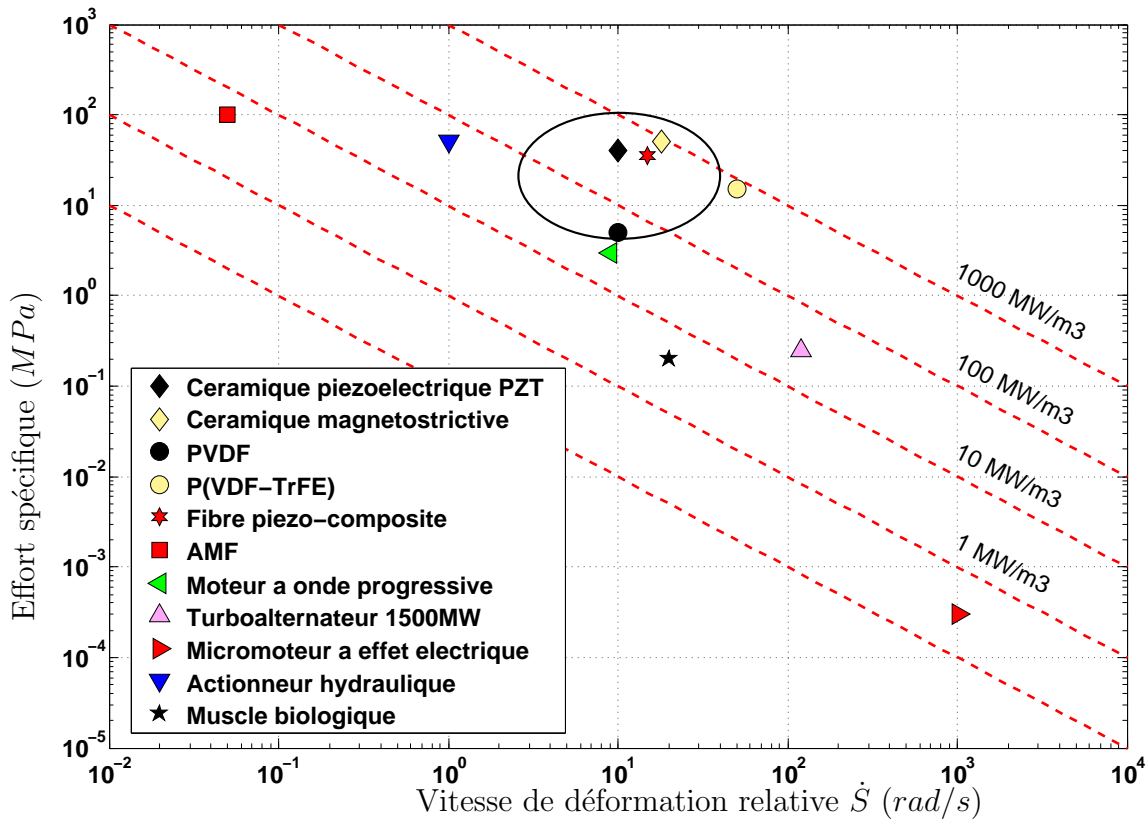


FIG. 3.2 – Courbe effort spécifique en fonction de la vitesse relative

Pour la catégorie d'actionnement qui nous intéresse, l'effort spécifique est à mettre en parallèle avec la contrainte limite développée au sein du matériau. La vitesse de déformation relative est le produit de la pulsation ( $\omega = 2\pi f$ ) par la déformation relative ( $S$  en  $ppm$ ). A remarquer que dans cette situation, le produit de ces deux grandeurs donne la puissance volumique théorique liée au phénomène exploité.

La zone délimitée par l'ellipse sur la FIGURE 3.2 correspond aux spécifications de notre cahier des charges. Une première analyse montre que deux types de matériaux peuvent à priori répondre à nos attentes : les matériaux à effet de couplage électro-élastique (céramiques et polymères piézoélectriques) ou magnéto-élastique (céramiques magnéto-strictives). Notre choix s'est naturellement porté sur les matériaux piézoélectriques. Ces derniers offrent en effet une gamme très variée de produits que ce soit en terme de performance mais aussi de disponibilité géométrique (céramiques massives, multicouches, cylindriques, barreaux, ...). De plus la gamme de fréquence exploitable avec ce type de matériau est largement supérieure à la tranche de fréquence que nous avons défini dans le cahier des charges. Il est à noter que les polymères et copolymères piézoélectriques ont des performances qui sont loin d'être négligeables, ces matériaux pouvant être envisagés à terme pour une version plus finalisée du système étudié.

### 3.2.3 Géométries des piézo-actionneurs

La structure de l'actionneur à dimensionner doit permettre de réaliser facilement l'attache ou l'appui sur le raccord en Y et donc disposer d'une architecture peu complexe, favorisant ainsi l'interchangeabilité des raccords lors des différentes manipulations. Afin de générer la déformation sur le raccord, l'actionneur se base sur un système de type piston et doit donc créer un mouvement ou un déplacement linéaire. Pour ce faire nous utilisons des barreaux de céramiques multicouches. Rappelons brièvement le principe de fonctionnement des céramiques multicouches. Elles sont formées d'un empilement (stack) de  $n$  céramiques élémentaires. Les céramiques adjacentes sont positionnées de sorte à avoir les polarisations en opposition, facilitant ainsi l'alimentation des différentes céramiques (FIGURE 3.3). De ce fait, le déplacement total  $\delta$  du barreau de céramiques multicouches sera donc égal au produit du déplacement  $\delta_0$  d'une céramique élémentaire par le nombre total de céramique  $n$ .

Les céramiques employées pour l'actionneur sont issues de chez Morgan Electro Ceramics. Ces couches élémentaires, réalisées avec le matériau piézoélectrique PXE54, ont une épaisseur de  $40 \mu m$ . Sous un champ électrique maximum de  $3 kV/mm$ , elles peuvent fournir un effort bloqué de  $10 kN$ . Les barreaux employés ont une longueur totale de  $47 mm$  (soit 1175 couches élémentaires) et une section carrée de  $5 \times 5 mm^2$ . La structure d'un actionneur est présentée sur la FIGURE 3.4.

Les barreaux de céramiques multicouches sont en contact avec des pièces en bronze à chaque extrémité évitant, ainsi tout contact direct avec l'extérieur. Le tout est inséré dans une chemise en acier, servant de corps ou de bâti. La pièce de

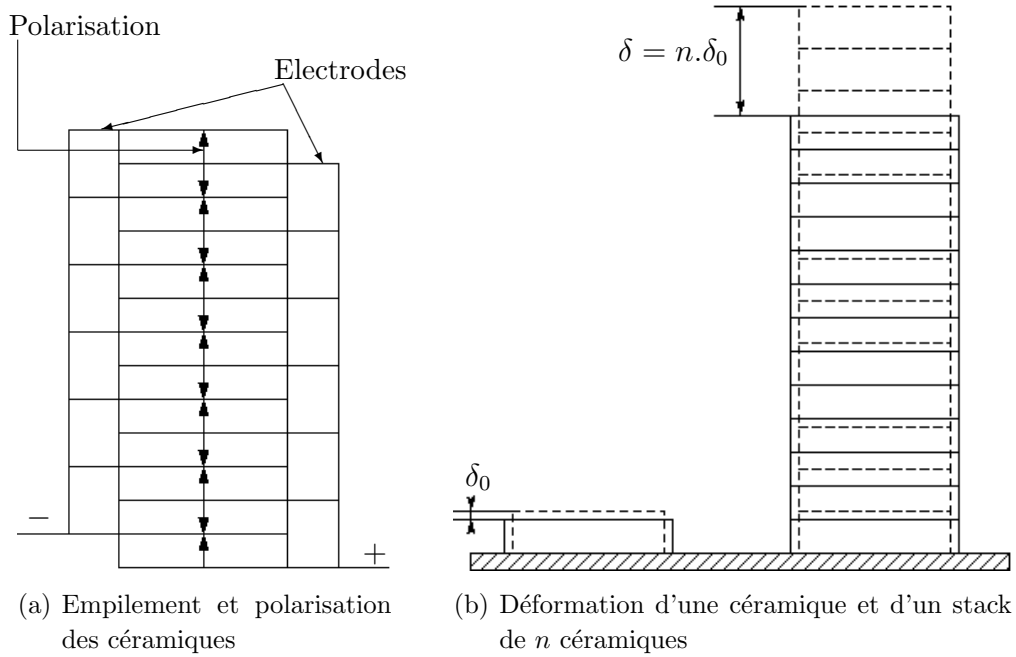


FIG. 3.3 – Céramiques multicouches

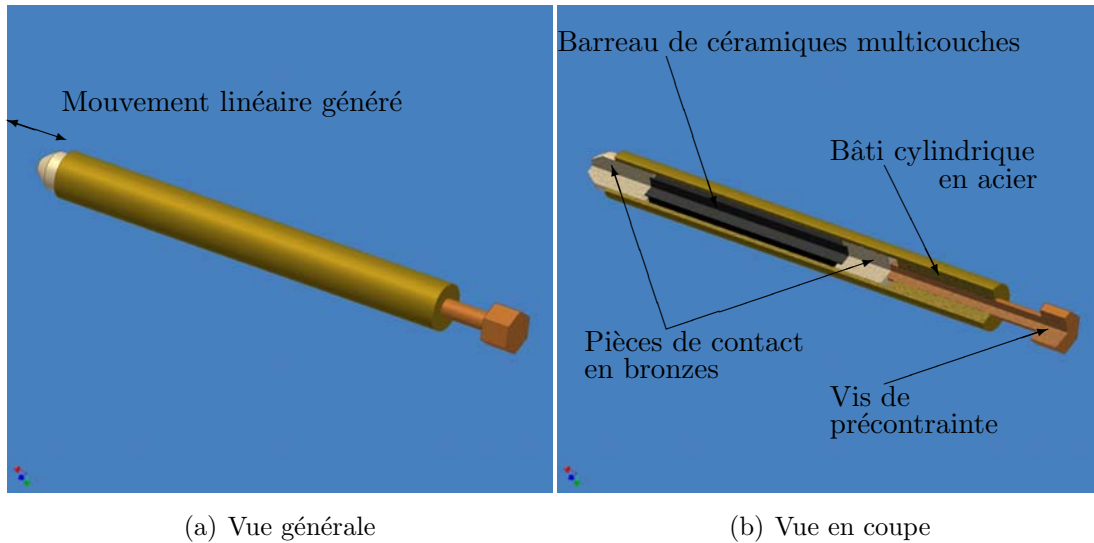


FIG. 3.4 – Structure du dispositif d'actionnement

droite en bronze (cf. FIGURE 3.4(b)) permet d'appliquer une précontrainte sur le barreau multicouches par l'intermédiaire de la vis située sur le corps en acier. La pièce de gauche assure le contact avec le raccord en Y et permet aussi le guidage du barreau selon un mouvement linéaire. Cette glissière évite toute flexion du barreau pouvant entraîner la cassure de ce dernier.

Précisons que le déplacement généré par l'actionneur final, excité à une fréquence relativement élevée, peut être défini comme une vibration mécanique,



d'où le nom adopté pour notre actionneur : PIVERT pour *Piezoactuator Inducing Vibrations to Eliminate the Risk of Thrombosis*.

L'architecture finale doit permettre l'application de vibrations sur des zones bien définies du raccord en Y. Les points d'impacts du raccord sont déterminés à partir des simulations en mécanique des fluides détaillées dans le chapitre précédent. Afin de satisfaire à ces conditions, les actionneurs sont fixés sur des mâts en aluminium positionnés sur un socle maintenant l'ensemble. Il découle alors plusieurs configurations possibles par rapport au point d'application des actionneurs. Nous avons retenu trois configurations possibles (FIGURE 3.5).

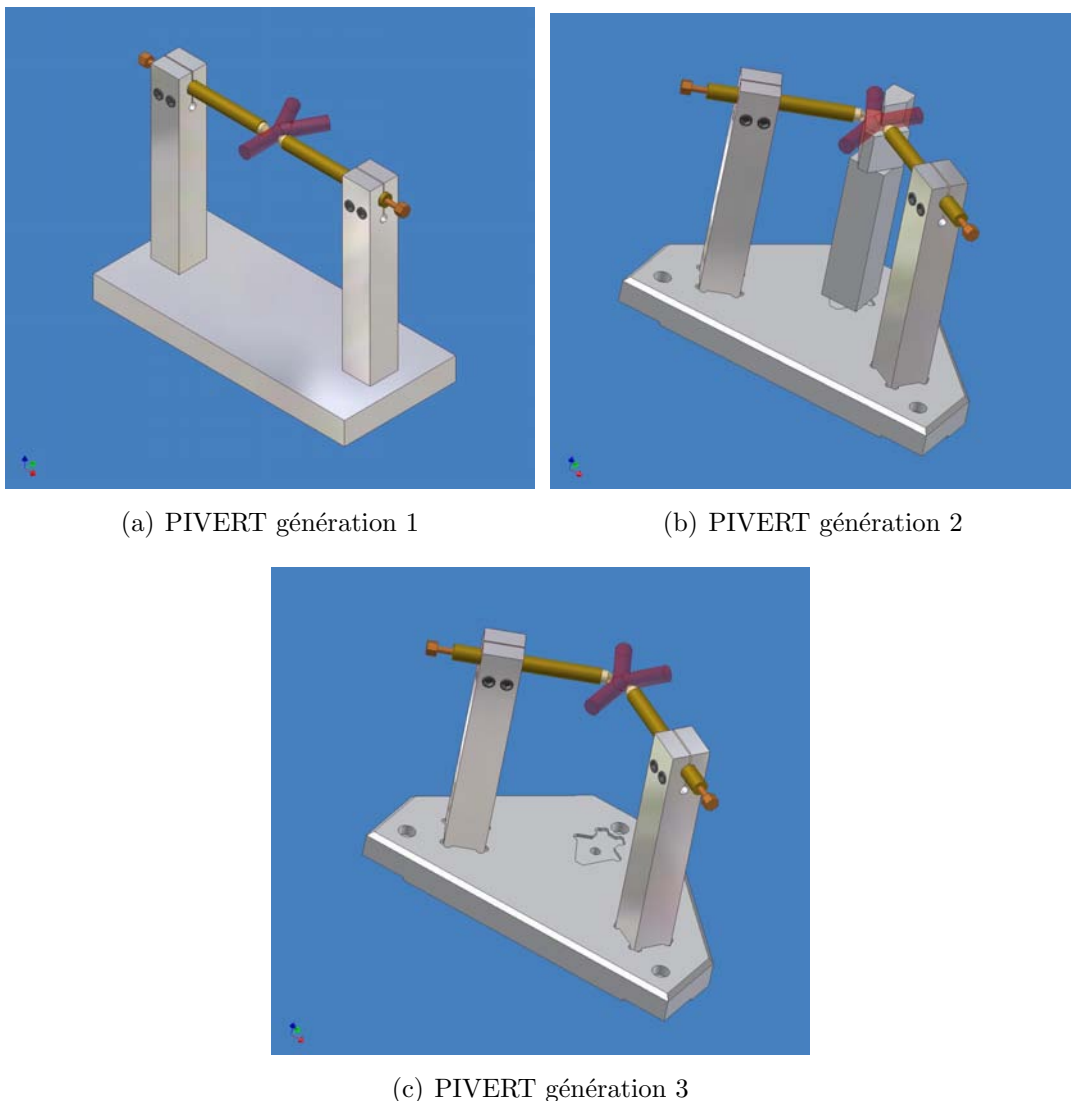


FIG. 3.5 – Configuration des différents actionneurs PIVERT

La première configuration positionne l'appui des actionneurs avant la divergence du raccord en Y. Les vibrations injectées jouent alors sur la partie du fluide

qui reste laminaire et pourra donc servir à l'étude de l'influence de déformations pariétales sur des particules stagnantes dans le fluide.

La deuxième correspond au cas où les actionneurs sont placés au milieu de la zone de recirculation du fluide qui se situe juste après la divergence. Afin de maintenir correctement le raccord en Y, ce dernier est appuyé sur une butée en aluminium qui épouse de manière satisfaisante les branches divergentes. Dans cette situation, les vibrations interviennent directement dans la zone qui peut présenter une grande influence dans la formation de caillots.

Enfin, la troisième configuration agit en amont de la divergence, au début de la même zone de recirculation du fluide. Avec cette architecture, la butée n'est plus utile car le pincement des actionneurs sur le raccord lors de la mise en position suffit à l'immobiliser.

En pratique, les raccords sont usinés sur les deux flans de la branche d'entrée du raccord et sur les faces extérieures des branches divergentes. Les méplats ainsi créés procurent un meilleur contact avec les embouts des actionneurs. Le déplacement des actionneurs est alors mieux transmis sur les faces du raccord, d'où une déformation plus conséquente de la paroi interne du raccord. L'épaisseur de la paroi après usinage est d'environ 1 mm, dimension qui ne fragilise pas totalement le raccord.

## 3.3 Comportement dynamique

### 3.3.1 Simulations prédictives

Les configurations des actionneurs étant définies, il est possible de prédéterminer, dans une première étape théorique, le comportement dynamique des différents actionneurs PIVERT. Des simulations réalisées avec le logiciel ANSYS nous permettent de déterminer les différents modes de résonance des actionneurs et donc de connaître le point optimal en terme de déformation générée sur le raccord des trois structures.

Une petite précision est à apporter ici. Les études statiques et harmoniques n'ont pu être réalisées que sur l'actionneur PIVERT 1. La raison est que le logiciel ANSYS ne peut prendre pour axe de polarisation d'un matériau piézoélectrique qu'un seul axe, confondu avec l'axe  $Oz$ . La configuration PIVERT 1 se prête bien à cette contrainte puisque les barreaux de céramiques piézoélectriques sont alignés, ce qui n'est pas le cas des deux autres structures. C'est pourquoi, des études modales sont aussi réalisées pour déterminer les modes de résonances des actionneurs car, comme nous le verrons par la suite, les actionneurs tirent parti de la résonance des mâts qui les maintiennent.

### 3.3.1.1 Etude statique

Pour les raisons énumérées ci-dessus, cette étude n'est seulement réalisée que pour PIVERT 1. Différents degrés de liberté du système (déplacement, contrainte, champ électrique, ...) sont considérés lorsque le matériau piézoélectrique est soumis à une tension continue. Les propriétés des matériaux utilisés sont répertoriées en ANNEXE E. D'après les données constructeurs, la tension maximale admissible par les céramiques piézoélectriques constituant le barreau multicouche est de 120 V. Nous nous limiterons donc à une tension d'alimentation maximale de 100 V. Les résultats de la simulation sont illustrés sur la FIGURE 3.6.

Dans une utilisation statique de PIVERT 1, ce dernier est capable de créer une déformation sur le raccord d'environ 28  $\mu m$  pour une contrainte légèrement inférieure à 15 MPa. La zone de déformation maximale coïncide avec la géométrie de la tête de la pièce en bronze située sur l'extrémité du barreau multicouche. Il est remarquable de voir que la déformation générée sur le raccord est quasi identique à la flexion des mâts qui supportent les actionneurs.

### 3.3.1.2 Etude harmonique

Cette étude a pour but de déterminer les modes de résonance de l'actionneur PIVERT 1 afin de trouver les fréquences d'excitation des barreaux de céramiques multicouches qui permettent d'obtenir les déformations maximales sur le raccord en Y. Pour la simulation, la tension appliquée sur le barreau piézoélectrique est la même que précédemment, soit 100 V. La bande de fréquence prise en compte est comprise entre 200 et 2200 Hz. Les résultats des simulations sont montrés sur la FIGURE 3.7.

Les courbes tracées sont l'image de la déformation suivant l'axe  $Oz$  du raccord en Y, plus précisément du point de contact situé entre le centre de la tête de l'actionneur et le méplat du raccord (point où la déformation est maximale d'après l'étude statique). Il apparaît alors l'existence de trois modes de résonance dans cette bande de fréquence, le premier à 800 Hz, le deuxième à 900 Hz et le troisième à 1200 Hz. Parmi ces trois modes de résonances, les deux premiers semblent prépondérants et nous ne retiendrons que ces deux modes par la suite .

Pour compléter les études précédentes, la FIGURE 3.8 présente les déformations générées sur le raccord en Y ainsi que le déplacement des mâts portant les actionneurs. Ces images illustrent le fait que les modes de résonances du système global coïncident avec le mode de flexion des mâts. Les déformations maximales sont donc obtenues en utilisant cette flexion. Cette remarque reste à confirmer par les études modales décrites dans la section suivante.

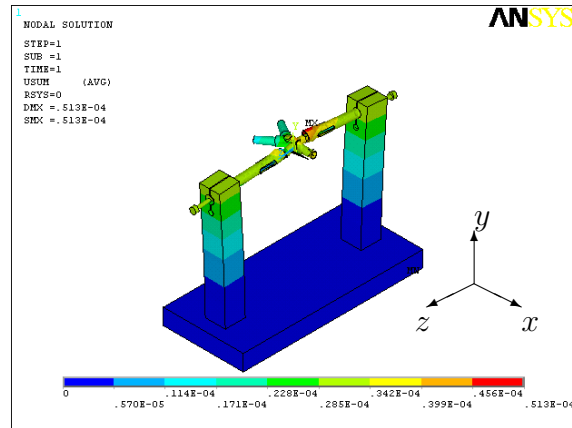
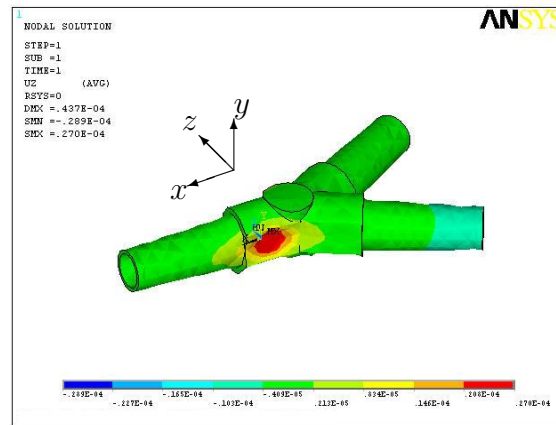
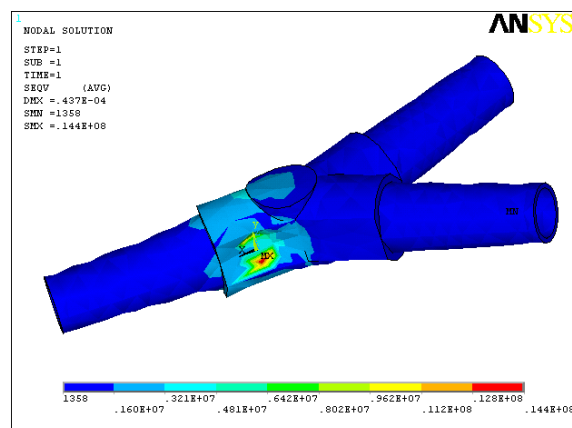
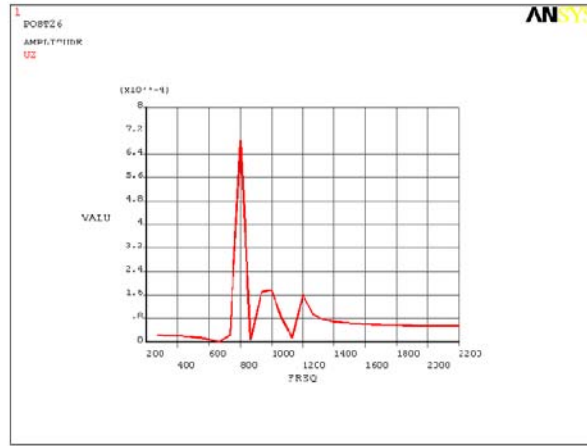
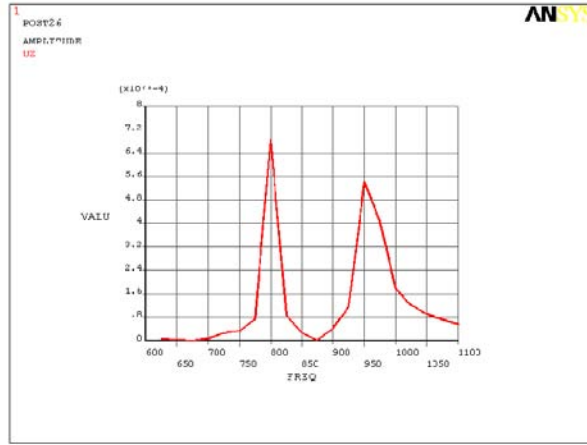
(a) Déformation totale en  $[m]$ (b) Déformation selon l'axe  $Oz$  en  $[m]$ (c) Contrainte sur le raccord en  $[Pa]$ 

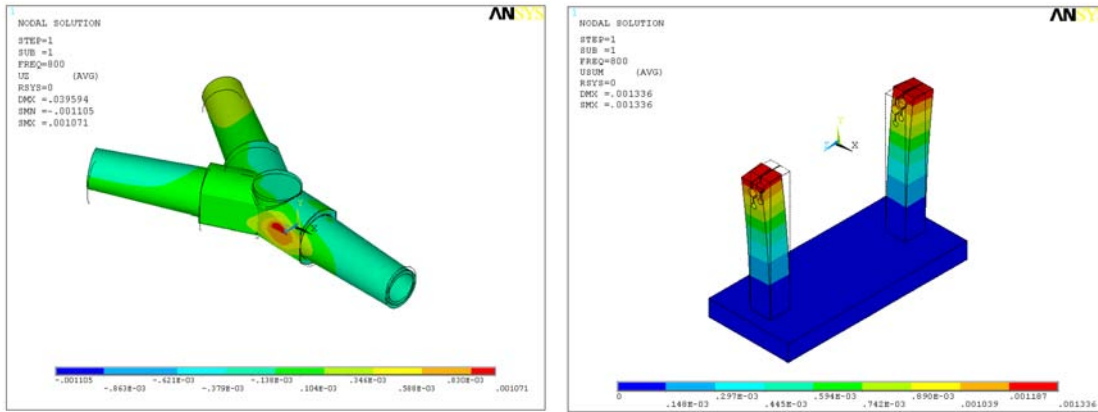
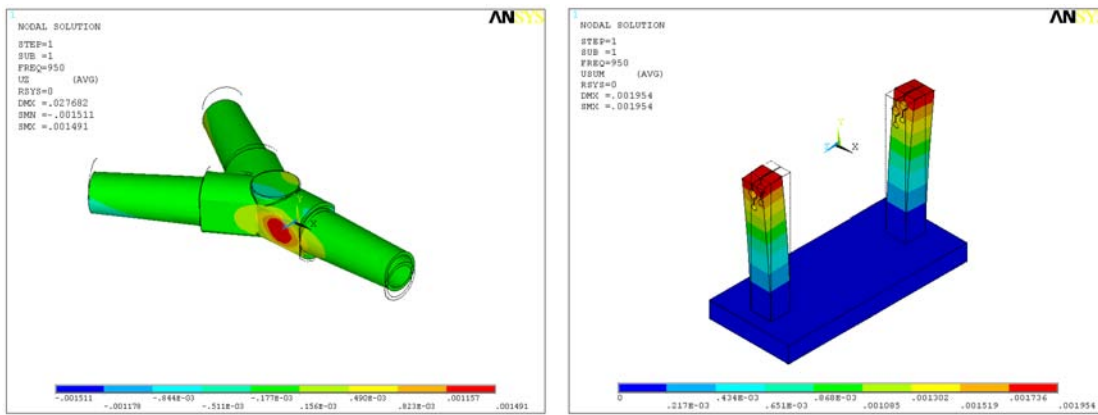
FIG. 3.6 – Simulation statique de PIVERT 1

(a)  $200 \text{ Hz} < f < 2200 \text{ Hz}$ (b)  $600 \text{ Hz} < f < 1000 \text{ Hz}$ FIG. 3.7 – Déplacement en  $[m]$  en fonction de la fréquence  $f$  en  $[Hz]$  de PIVERT 1

Les déplacements indiqués sur les graphiques et sur les résultats de simulation variant, de  $0,7 \text{ mm}$  à plus de  $1 \text{ mm}$ , sont des valeurs qui semblent surestimer ce qui se déroule en pratique. Ces données ne doivent pas être prises en compte pour l'instant, une confirmation ou une estimation plus précise sera faite dans une partie ultérieure. Aussi, les résultats quantitatifs les plus importants à retenir dans cette section sont les fréquences de résonance des deux premiers modes ( $800 \text{ Hz}$  et  $950 \text{ Hz}$ ).

### 3.3.1.3 Etude modale de la structure mécanique

Ne pouvant exécuter l'analyse harmonique pour les actionneurs PIVERT 2 et 3 pour les raisons précédemment évoquées, une étude modale est réalisée pour les trois actionneurs en considérant seulement leur structure mécanique. Cette analyse est proche d'une étude harmonique, le but étant de déterminer les différents

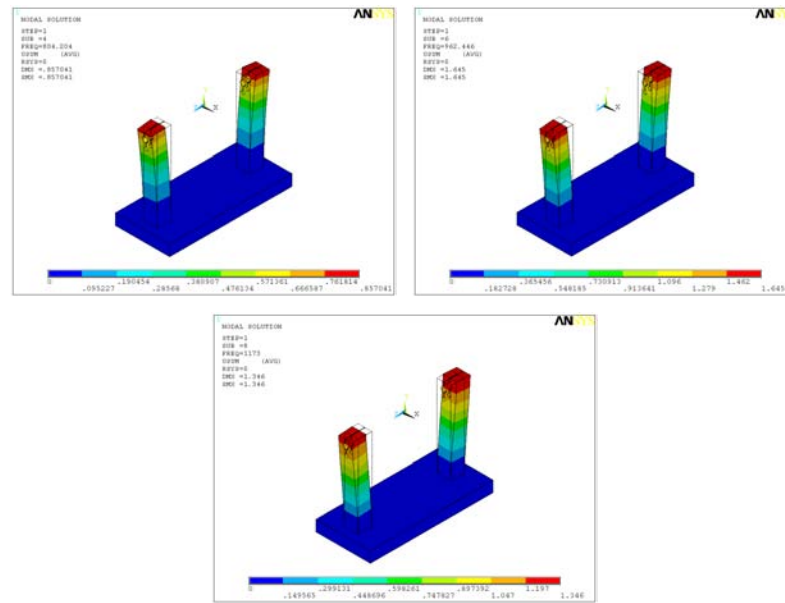
(a) Pour  $f = 800 \text{ Hz}$ (b) Pour  $f = 950 \text{ Hz}$ FIG. 3.8 – Déformation en  $[m]$  sur le raccord en Y et des mâts porteurs

modes mécaniques du système global afin d'exciter le matériau piézoélectrique à la fréquence de résonance du mode prépondérant. Ces modes peuvent être de type flexion pure, torsion, ou associés à des déformées plus complexes.

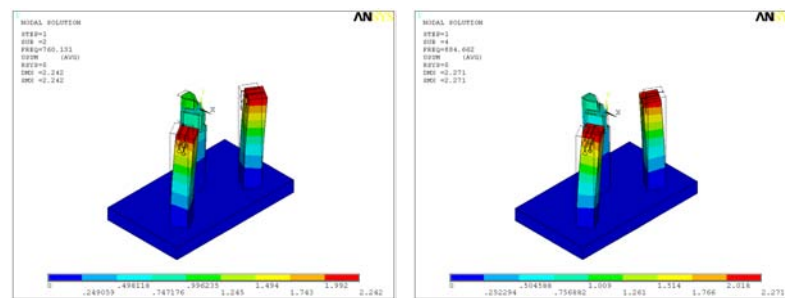
Les modes qui nous intéressent sont ceux qui utilisent la flexion des mâts conformément à l'étude harmonique réalisée sur PIVERT 1. Les simulations réalisées permettent de déterminer les différents modes mécaniques compris dans une gamme de fréquence s'étendant de  $10 \text{ Hz}$  à  $1200 \text{ Hz}$ . Les résultats obtenus sont reportés sur la FIGURE 3.9.

Tous les modes ne sont pas présentés sur cette figure mais seulement les plus significatifs pour notre application (flexion). Les simulations ont été effectuées avec le système entier, mais ne sont représentés sur la figure que le socle, les deux mâts porteurs et pour PIVERT 2 le mât de butée du raccord.

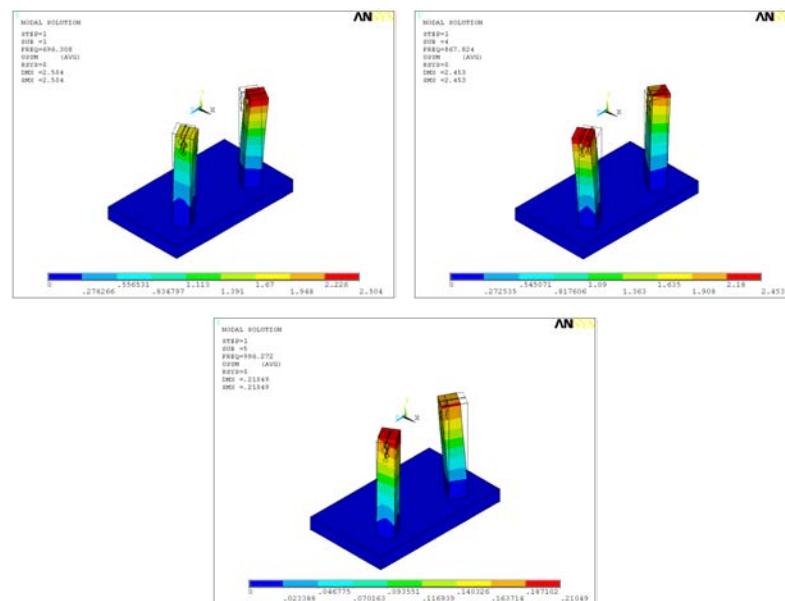
Les informations pertinentes déduites des simulations sont reportées dans le TABLEAU 3.1, à savoir le rang du mode mécanique excité et la fréquence corres-



(c) PIVERT 1



(d) PIVERT 2



(c) PIVERT 3

FIG. 3.9 – Modes de résonance mécaniques des actionneurs

pondante.

Actionneur	Mode mécanique	Fréquence du mode (Hz)
PIVERT 1	4	804
	6	962
	8	1173
PIVERT 2	2	760
	4	884
PIVERT 3	1	696
	4	867
	5	986

TAB. 3.1 – Rang des modes mécaniques et fréquences associées pour les différents actionneurs considérés

Les valeurs des fréquences des trois modes de flexion des mâts pour l'actionneur PIVERT 1 sont similaires à celles trouvées lors de l'analyse harmonique, donc ces modes mécaniques sont bien excités lors de la mise en résonance de nos actionneurs. Cette confirmation peut être extrapolée aux modes de résonances des actionneurs PIVERT 2 et 3 dont les fréquences propres devraient donc se situer autour des valeurs indiquées dans le tableau ci-dessus. Il est à noter que le mode 4 de l'actionneur PIVERT 2 et le mode 5 de PIVERT 3 ne correspondent pas à une flexion extérieure des mâts mais à une flexion intérieure.

### 3.3.2 Relevés expérimentaux

#### 3.3.2.1 Méthode d'acquisition

Les différents modes de résonance ont pu être déduits des simulations réalisées à partir d'une analyse harmonique ou modale. L'objectif est maintenant de déterminer le comportement des actionneurs de manière expérimentale, que ce soit en terme de déplacement créé sur le raccord ou de vitesse vibratoire. Le paramètre de réglage reste la fréquence d'excitation.

Afin de réaliser les mesures, nous devons préciser quel type d'alimentation nous utilisons. Les actionneurs piézoélectriques sont alimentés au moyen d'un amplificateur linéaire de puissance réalisé au laboratoire (Amplificateur ALINEAR). Cette alimentation ne possède pas de générateur interne. Elle doit donc être alimentée par une source extérieure délivrant une tension maximale de 10 V crête-à-crête. De plus, elle dispose de deux voies en sortie pouvant délivrer chacune 230 V crête-à-crête pour un courant maximum de 2 A. Dans notre cas, chaque actionneur est alimenté par une voie. Les deux voies de l'alimentation étant totalement découplées (une tension d'entrée par voie), plusieurs configurations d'alimentation des



actionneurs sont alors envisageables. Parmi toutes les possibilités, les principales sont :

- mode commun : les signaux sont en phase, le raccord est alors comprimé par les actionneurs,
- mode différentiel : les signaux sont déphasés de  $180^\circ$ , les actionneurs engendrent un mouvement d'ensemble du raccord (effet "shaker").

Les travaux décrits par la suite ne porteront que sur le mode commun qui a démontré de meilleures performances que le mode différentiel.

La technique de mesure pour caractériser les actionneurs consiste à réaliser des mesures vibrométriques [Gay98]. Pour ce faire, nous utilisons un banc d'acquisition (FIGURE 3.10) équipé d'un vibromètre laser OFV512 (a) relié à son module de contrôle OFV3001 (b) commercialisé par la société Polytech-PI, d'un analyseur de signal HP3562A (c) et d'un ordinateur (d).

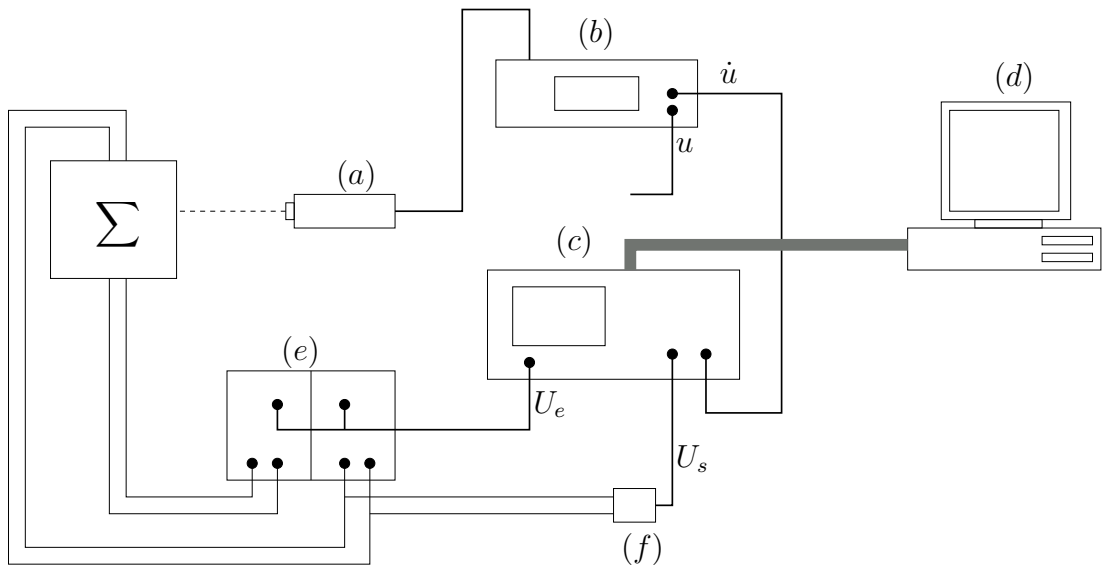


FIG. 3.10 – Banc d'acquisition pour mesure vibrométrique

L'analyseur de signal délivre la tension d'alimentation  $U_e$  pour l'amplificateur linéaire (e). Cette dernière est une tension sinusoïdale dont la fréquence varie dans la gamme choisie par l'utilisateur (balayage en fréquence du signal). L'analyseur récupère la tension en sortie de l'amplificateur  $U_s$  par l'intermédiaire d'une sonde de tension (f) et le signal fourni par le module de contrôle du laser. Ce signal peut être le déplacement  $u$  ou la vitesse  $\dot{u}$  mesurés par le vibromètre laser. L'analyseur permet alors de déterminer la caractéristique appelée gain en déplacement et gain vibratoire en effectuant respectivement le rapport du signal  $u$  ou  $\dot{u}$  par la tension d'alimentation  $U_s$  en fonction de la fréquence d'alimentation. Ces données peuvent être traitées a posteriori à partir de l'ordinateur.

### 3.3.2.2 Actionneur PIVERT 1

Les mesures présentées ci-après (section 3.3.2.2 et suivantes) ont pour but de déterminer les déformations engendrées sur le raccord en Y. Le laser est donc pointé directement sur le raccord au plus près de l'embout de l'actionneur. Les données traitées sont le gain en déplacement et le gain vibratoire qui sont respectivement le déplacement et la vitesse vibratoire de la paroi du raccord en contact avec l'actionneur, ramenés à une tension unitaire.

Les relevés pour PIVERT 1 sont reportés sur la FIGURE 3.11.

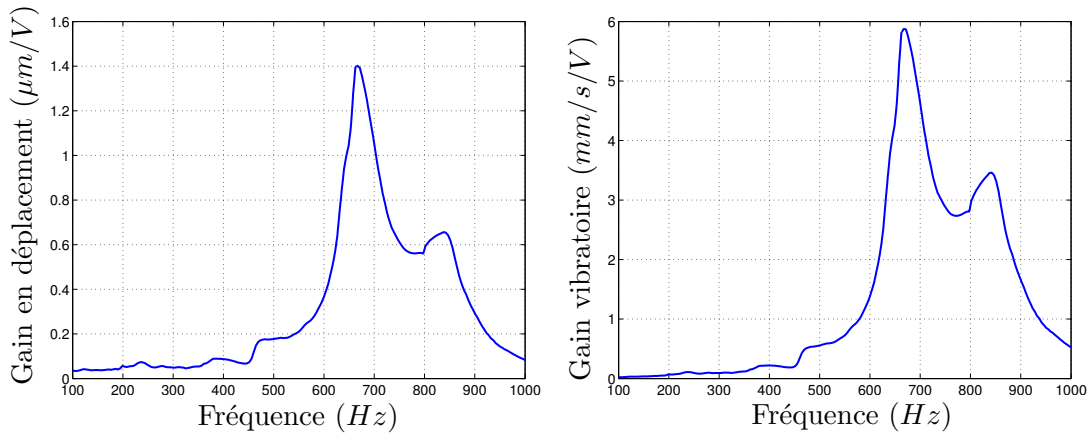


FIG. 3.11 – Mesures vibrométriques pour l'actionneur PIVERT 1

Le gain en déplacement obtenu pour cette configuration au premier mode de résonance est de  $1,4 \mu m/V$  et correspond à une fréquence de résonance de  $667 Hz$ . Le gain vibratoire pour cette même fréquence est de l'ordre de  $5,87 mm/s/V$ . Le second mode de résonance apparaît à la fréquence de  $838 Hz$  et procure un gain en déplacement de  $0,656 \mu m/V$ , pour un gain vibratoire de  $3,46 mm/s/V$ .

Par conséquent, les céramiques étant alimentées sous la tension maximale ( $100 V$ ), on peut prévoir le déplacement généré sur le raccord pour le premier mode d'environ  $140 \mu m$  pour une vitesse vibratoire de  $587 mm/s$ . De même, pour le second mode nous obtenons un déplacement d'environ  $65 \mu m$  et une vitesse vibratoire de  $346 mm/s$ .

Il est possible à ce niveau, pour PIVERT 1 seulement, de comparer les résultats (fréquences de résonance et déplacements) obtenus en simulation et par les mesures vibrométriques (FIGURE 3.12).

Il apparaît une différence de  $100$  à  $150 Hz$  pour les fréquences de résonance entre la simulation et les relevés expérimentaux, tandis que les ordres de grandeurs des déplacements varient d'un facteur 5. Ces différences s'expliquent par le fait que pour les simulations, la géométrie considérée ne reflètent pas totalement la

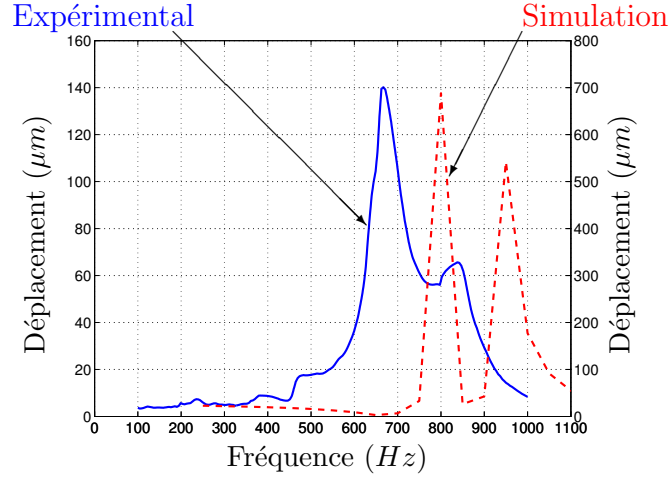


FIG. 3.12 – Comparaison entre les simulations harmoniques et les mesures vibrométriques pour une tension de 100 V

réalité. En effet, pour décrire dans le logiciel ANSYS le contact de deux pièces adjacentes, celles-ci doivent être "collées". Dans notre situation, toutes les pièces qui sont alignées avec les céramiques multicouches (raccord en Y, pièces en bronze, vis et mâts) sont donc collées virtuellement. Cette problématique de construction modifie légèrement le comportement mécanique de notre système global et a pour conséquence les variations en fréquence et déplacement explicités ci-dessus.

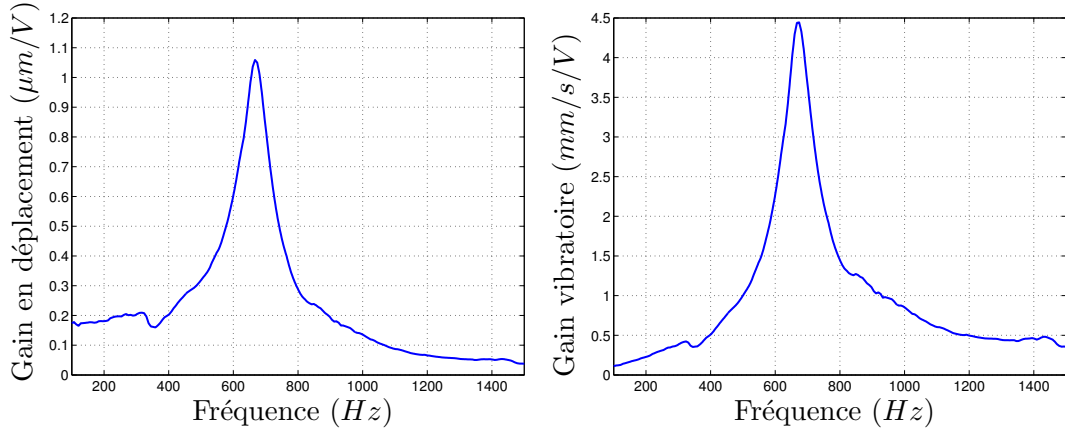


FIG. 3.13 – Mesures vibrométriques sur les mâts de PIVERT 1

Par ailleurs, afin de confirmer les remarques précédemment formulées au sujet du fait que les actionneurs exploitent la résonance des mâts, nous proposons sur la FIGURE 3.13 les mesures vibrométriques réalisées sur l'extrémité d'un mât. Nous retrouvons la même fréquence de résonance que celle qui a été prédéterminée, à savoir 667 Hz avec un gain en déplacement inférieur de l'ordre de 1,06  $\mu\text{m}/\text{V}$ . Nous pouvons donc affirmer à ce stade que la résonance de l'actionneur est due à la mise en résonance des mâts dans un mode de flexion.

### 3.3.2.3 Actionneur PIVERT 2

Le comportement de l'actionneur PIVERT 2 est présenté sur la FIGURE 3.14. Il existe dans cette configuration deux modes de résonance. Le premier apparaît à la fréquence de 590  $Hz$ . Il est associé à un gain en déplacement de 0,344  $\mu m/V$  et un gain vibratoire de 1,27  $mm/s/V$ . Le deuxième mode, qui est prépondérant, intervient à la fréquence de 830  $Hz$ . Il permet d'obtenir un gain en déplacement de 0,812  $\mu m/V$  et un gain vibratoire de 4,26  $mm/s/V$ .

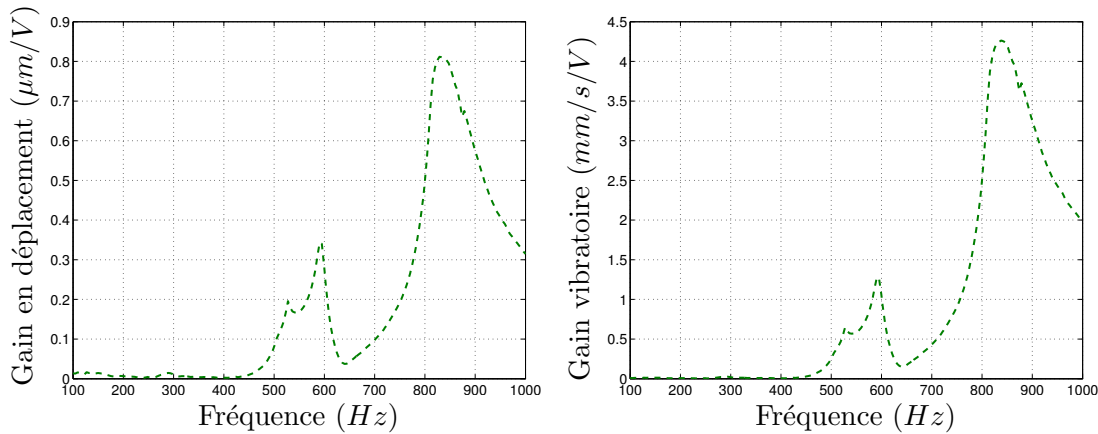


FIG. 3.14 – Mesures vibrométriques pour l'actionneur PIVERT 2

Les simulations modales prédictives donnaient comme fréquences de résonance 760  $Hz$  et 884  $Hz$ . Il existe encore ici des écarts relativement importants entre les valeurs calculées et mesurées (pour le premier mode : 170  $Hz$ , pour le second mode 54  $Hz$ ). Les remarques faites sur PIVERT 1 en ce qui concerne la géométrie considérée pour la simulation restent cependant valables. Cette configuration présente une architecture plus complexe que PIVERT 1, de par l'ajout d'un volume supplémentaire (mât de butée du raccord). Il a donc été nécessaire de rajouter des collages entre le raccord et le mât de butée amenant donc certaines modifications dans le comportement mécanique observé.

Toujours dans le but de justifier l'implication des modes de flexion des mâts dans les caractéristiques des actionneurs, les relevés vibrométriques effectués sur ces derniers sont présentés sur la FIGURE 3.15. Il apparaît encore une bonne concordance entre les fréquences de résonance des mâts et du déplacement généré sur le raccord. Une différence est notable entre les gains en déplacement qui, s'agissant des mâts, peut atteindre 1,5  $\mu m/V$  pour le second mode.

L'actionneur PIVERT 2 utilisant un troisième mât (mât de butée), nous présentons sur la FIGURE 3.16 les mesures vibrométriques effectuées sur ce dernier. Le comportement est analogue à celui des mâts porteurs.

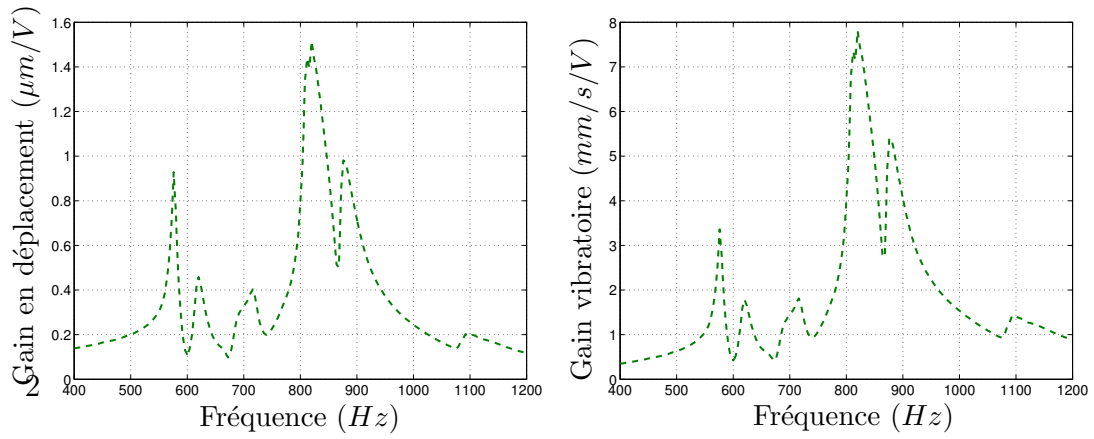


FIG. 3.15 – Mesures vibrométriques sur les mâts porteurs de PIVERT 2

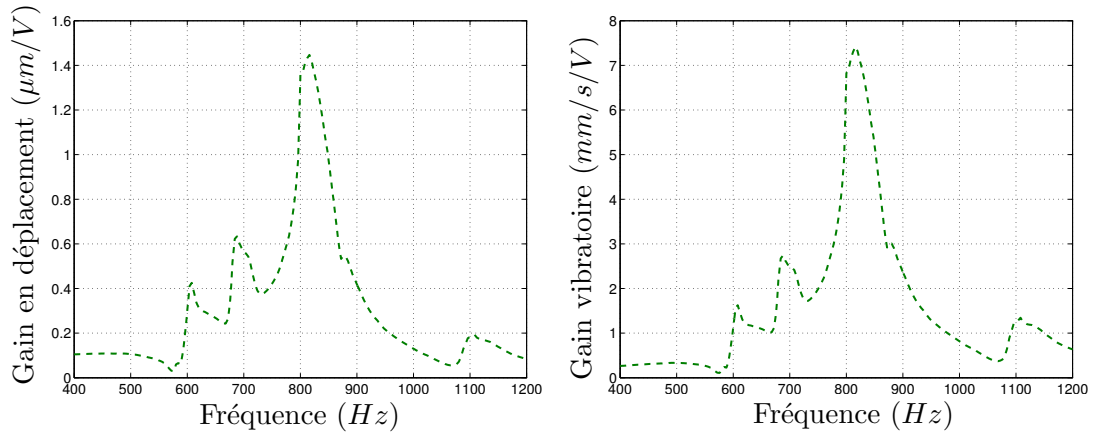


FIG. 3.16 – Mesures vibrométriques sur les mâts de butée de PIVERT 2

### 3.3.2.4 Actionneur PIVERT 3

Les mesures vibrométriques associées à l'actionneur PIVERT 3 sont présentées sur la FIGURE 3.17.

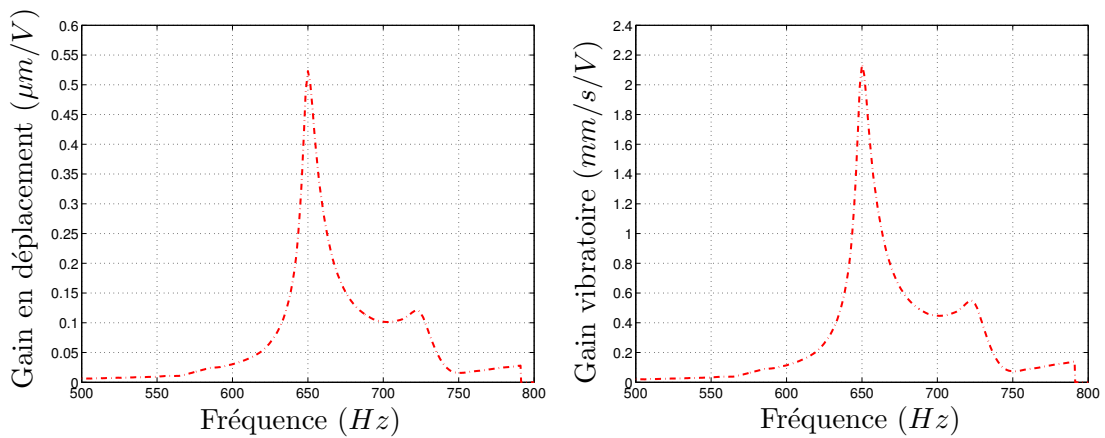


FIG. 3.17 – Mesures vibrométriques pour PIVERT 3

Cette structure, qui est un dérivé de l'actionneur PIVERT 2, présente aussi deux modes de résonance. Le premier, qui est le mode le plus significatif, existe pour une fréquence de  $650\text{ Hz}$ . A cette fréquence correspond un gain en déplacement de  $0,523\text{ }\mu\text{m}/\text{V}$  et un gain vibratoire de  $2,14\text{ mm/s}/\text{V}$ . Le deuxième mode, très peu marqué, est présent pour une fréquence de  $722\text{ Hz}$  et fournit un gain en déplacement de  $0,121\text{ }\mu\text{m}/\text{V}$  pour un gain vibratoire de  $0,55\text{ mm/s}/\text{V}$ .

Là encore, on observe un écart non négligeable entre les résultats des simulations modales et les relevés expérimentaux. Les causes de ces écarts demeurent les mêmes que celles évoquées précédemment pour les autres actionneurs.

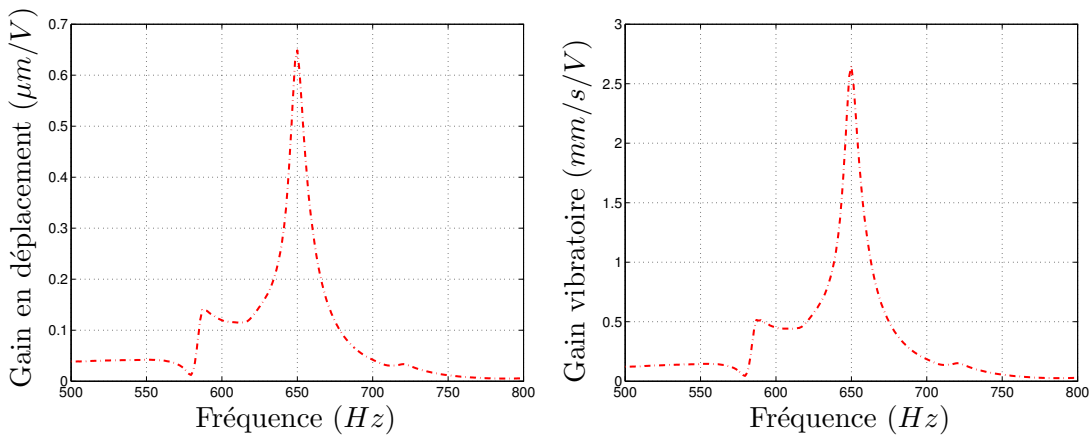


FIG. 3.18 – Mesures vibrométriques sur les mâts porteurs de PIVERT 3

La FIGURE 3.18 illustre les mesures effectuées sur un mât porteur. Nous retrouvons bien la fréquence de résonance du premier mode à  $650\text{ Hz}$ , celle du second mode n'étant pas très marquée. Au terme de l'étude conduite, il semble tout à fait légitime de considérer que la flexion des mâts jouent un rôle non négligeable dans la production des vibrations recherchées.

### 3.3.2.5 Synthèse des caractéristiques dynamiques des actionneurs

Les différentes mesures ont permis de justifier l'approche utilisée pour prédéterminer le comportement des différents actionneurs, à savoir analyser par des études modales le comportement dynamique des actionneurs. Malgré les écarts trouvés entre les mesures et les résultats de simulations, ces études ont permis de déterminer la plage de fréquence exploitable dans le cadre d'un fonctionnement à la résonance.

Afin de rassembler les résultats les plus importants, le TABLEAU 3.2 propose une synthèse des valeurs des fréquences de résonance, des gains en déplacement et

vibratoire pour les trois actionneurs considérés.

	Fréquence (Hz)	Gains	
		Déplacement ( $\mu m/V$ )	Vibratoire ( $mm/s/V$ )
PIVERT 1	667	1,4	5,87
	838	0,656	3,46
PIVERT 2	590	0,344	1,27
	830	0,812	4,26
PIVERT 3	650	0,523	2,14
	722	0,121	0,55

TAB. 3.2 – Synthèse des caractéristiques des actionneurs considérés

## 3.4 Modélisation des actionneurs

### 3.4.1 Modèle électromécanique

#### 3.4.1.1 Modélisation par schémas électriques équivalents

La méthode de modélisation fréquemment retenue pour les actionneurs piézoélectriques utilise l'approche par schémas électriques équivalents (schémas de Mason). La forme générale du schéma classiquement retenue est illustrée sur la FIGURE 3.19. Ce modèle rassemble sous la forme d'un schéma électrique les caractéristiques électriques et mécaniques d'un système fonctionnant autour d'une fréquence de résonance particulière [Nog00b].

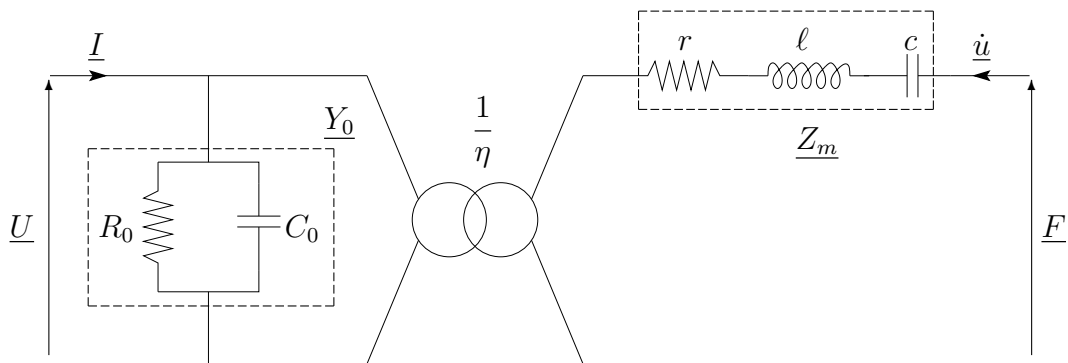


FIG. 3.19 – Schéma électromécanique équivalent d'un transducteur piézoélectrique fonctionnant au voisinage d'une de ses fréquences de résonance

Le schéma est ainsi constitué des éléments suivants :

- l'admittance  $\underline{Y}_0$  : branche statique du schéma équivalent traduisant les propriétés purement diélectriques, formée par la mise en parallèle de l'élément

- $C_0$  (capacité de l'élément piézoélectrique encastré) et de  $R_0$  (traduisant les pertes diélectriques),
- l'impédance  $Z_m$  : branche dynamique, souvent appelée branche motionnelle, traduisant les propriétés mécaniques de l'élément vibrant, constituée par la mise en série de  $r$  (pertes par déformation),  $\ell$  (masse) et de  $c$  (élasticité).

Les grandeurs électriques sont représentées par la tension d'alimentation  $\underline{U}$  et le courant absorbé  $\underline{I}$ , les grandeurs mécaniques par la force exercée  $\underline{F}$  et la vitesse vibratoire  $\underline{\dot{u}}$  qui jouent respectivement le rôle d'une tension et d'un courant. Le paramètre  $\eta$ , rapport de transformation électromécanique, caractérise la conversion d'énergie autour du mode de résonance considéré et permet de déduire le coefficient de couplage électromécanique effectif  $k_{eff}$  du système à partir de l'expression suivante :

$$k_{eff}^2 = \frac{\eta^2 c}{C_0 + \eta^2 c} \quad (3.1)$$

Dans le cas d'une étude simplifiée, on se ramènera le plus souvent au schéma réduit présenté sur la FIGURE 3.20 où tous les éléments sont ramenés au primaire du transformateur électromécanique. Ce modèle servira de support pour la caractérisation électrique de nos actionneurs.

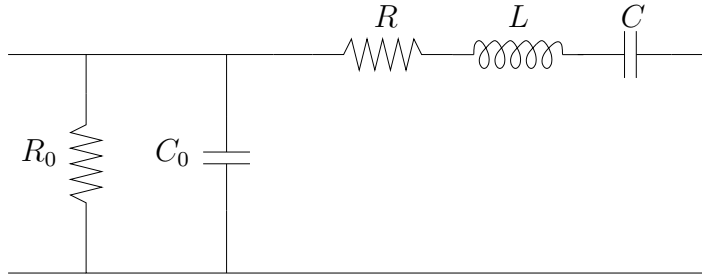


FIG. 3.20 – Schéma électromécanique équivalent simplifié

Les nouveaux paramètres sont liés à ceux du modèle général (cf. FIGURE 3.19) par :

$$R = \frac{r}{\eta^2} = \frac{D_s}{N^2} \quad , \quad D_s \text{ dissipation en } N.s/m \quad (3.2)$$

$$L = \frac{\ell}{\eta^2} = \frac{M}{N^2} \quad , \quad M \text{ masse en } kg \quad (3.3)$$

$$C = \eta^2 c = \frac{N^2}{K} \quad , \quad K = 1/c \text{ raideur en } N/m \quad (3.4)$$

le rapport du transformateur étant noté maintenant  $N$ .



### 3.4.1.2 Identification des paramètres du schéma électromécanique équivalent

L'identification des paramètres se fait à partir du tracé de l'admittance équivalente  $\underline{Y}$  ( qui est la somme des termes  $\underline{Y}_0$  et  $1/\underline{Z}_m$ ), dans le diagramme de Bode (FIGURE 3.21(a)) et dans le plan de Nyquist (FIGURE 3.21(b)).

Les pulsations  $\omega_s$  et  $\omega_p$  correspondent aux pulsations de résonance associées respectivement au circuit oscillant série (formée par la branche motionnelle) et au circuit oscillant parallèle (formé par l'association de la branche électrique et motionnelle). Ces paramètres sont définis de la manière suivante :

$$\omega_s = \frac{1}{\sqrt{L.C}} \quad (3.5)$$

$$\omega_p = \frac{1}{\sqrt{L \frac{C.C_0}{C + C_0}}} \quad (3.6)$$

Le tracé de l'admittance dans le plan de Bode fait apparaître les phénomènes de résonance (admittance maximale pour  $\omega_M$ ) et d'antirésonance (admittance minimale pour  $\omega_m$ ) qui sont respectivement proches des pulsations  $\omega_s$  et  $\omega_p$ .

L'acuité de la résonance mécanique (donc du circuit série) est souvent caractérisée par le facteur de qualité noté  $Q$ . Ce coefficient, exprimant le gain entre le déplacement à la résonance et celui à très basse fréquence, peut être déterminé par deux méthodes [GA98] :

- méthode de la bande passante -3 dB, associée à la relation :

$$Q = \frac{\omega_s}{\Delta\omega_{-3dB}} \quad (3.7)$$

où  $\Delta\omega_{-3dB}$  désigne la bande passante définie à -3 dB de la valeur maximale de l'admittance,

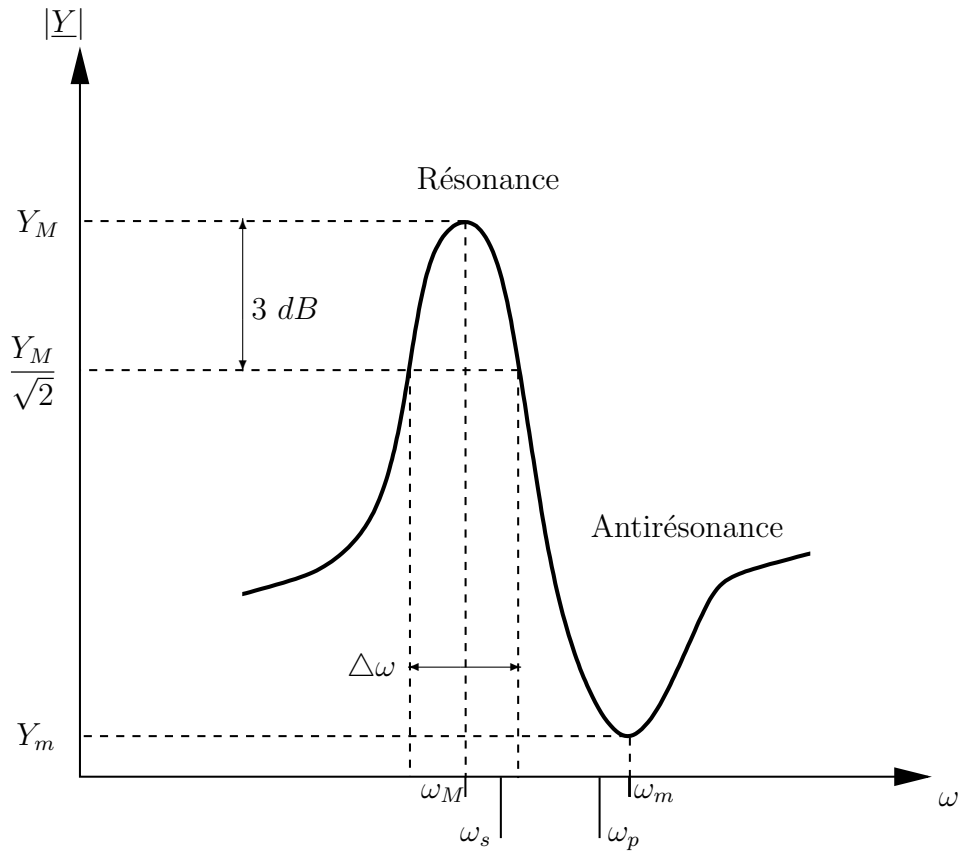
- méthode des fréquences quadrantales, qui donne :

$$Q = \frac{\omega_1.\omega_2}{\Delta\omega} \quad \text{avec } \Delta\omega = \omega_2 - \omega_1 \quad (3.8)$$

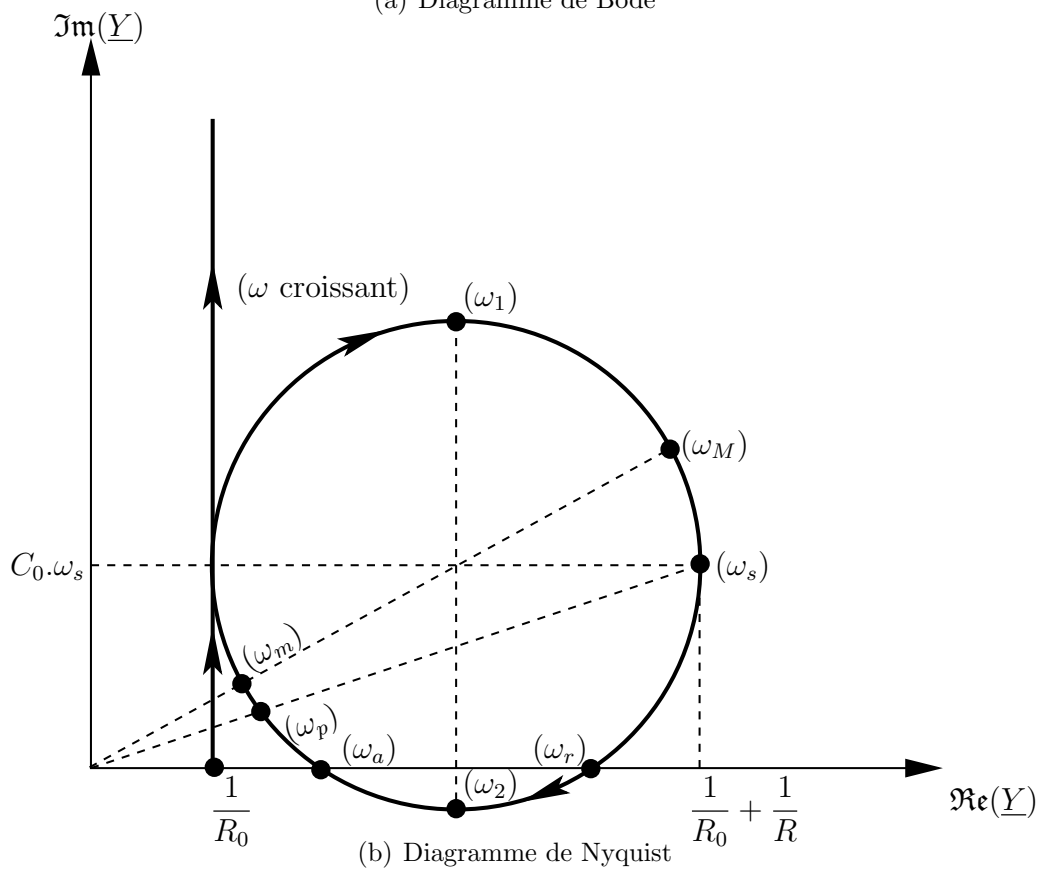
où  $\omega_1$  et  $\omega_2$  représentent les pulsations telles que l'admittance est égale à la moitié de sa valeur à la résonance série.

Cette dernière méthode est retenue pour calculer le facteur de qualité  $Q$  lors de l'identification des paramètres. Si le facteur de qualité est suffisamment grand ( $Q \gg 10$ ), les pulsations série et parallèle peuvent s'écrire :

$$\omega_s = \frac{\omega_M + \omega_r}{2} \quad \omega_p = \frac{\omega_m + \omega_a}{2} \quad (3.9)$$



(a) Diagramme de Bode



(b) Diagramme de Nyquist

FIG. 3.21 – Tracé de l'admittance équivalente

Les éléments du circuit équivalent sont déterminés à partir du tracé dans le plan de Nyquist avec les relations [Bud03] :

Résistances  $R_0$  et  $R$  :

$$R_0 = \frac{1}{\Re(\underline{Y}(\omega))} \quad \text{pour } \omega \ll \omega_s \quad (3.10)$$

$$R = \frac{1}{\Re(\underline{Y}(\omega_s)) - \frac{1}{R_0}} \quad (3.11)$$

Capacités  $C_0$  et  $C$  :

$$C_0 = \frac{\Im(\underline{Y}(\omega_s))}{\omega_s} \quad (3.12)$$

$$C = \frac{1}{L \cdot \omega_s^2} \quad (3.13)$$

Inductances  $L$  :

$$L = \frac{Q \cdot R}{\omega_s^2} \quad (3.14)$$

Le facteur d'effort  $N$ , nécessaire pour déterminer les éléments mécaniques de la branche motionnelle, est déduit grâce à un relevé de la vitesse vibratoire autour du même mode de résonance par :

$$N = \frac{U}{R \cdot \dot{u}(\omega_r)} \quad (3.15)$$

où  $U$  est la tension d'alimentation et  $\dot{u}(\omega_r)$  la vitesse vibratoire à la fréquence de résonance.

### 3.4.1.3 Application aux actionneurs PIVERT

La modélisation des actionneurs repose sur la mesure de l'admittance de ces derniers. En pratique, ces mesures sont réalisées avec un analyseur d'impédance de précision (AGILENT 4292A). L'analyseur possède sa propre source de tension (42 V max) et effectue ses propres mesures sur l'actionneur. La source interne délivrant un courant maximum de l'ordre de 30 mA, les mesures sont réalisées sous une tension faible (inférieure à 1 V). Cet appareil permet aussi de déterminer automatiquement les éléments de différents schémas équivalents (RLC série, parallèle,...) incluant le schéma équivalent réduit précédemment introduit.

Les résultats présentés par la suite illustrent :

- les mesures d'admittances réalisées avec l'analyseur d'impédance,
- les courbes déduites avec les éléments donnés par l'analyseur,
- les courbes calculées avec les éléments résultants du schéma simplifié (calculs présentés dans la section précédente).

### Actionneur PIVERT 1

La mesure avec l'analyseur d'impédance, le modèle fournit par l'analyseur et le modèle calculé pour PIVERT 1 à la première résonance sont donnés sur la FIGURE 3.22.

De même les résultats pour le second mode de résonance sont présentés sur la FIGURE 3.23.

Les éléments des modèles proposés par l'analyseur et établis par le calcul sont répertoriés dans le TABLEAU 3.3.

		1 <sup>er</sup> mode		2 <sup>e</sup> mode	
		Calculé	Analyseur	Calculé	Analyseur
$R_0$	$[\Omega]$	1842	1842	1096	1096
$C_0$	$[\mu F]$	3,44	3,44	3,29	3,35
$R$	$[\Omega]$	382	403	333	287
$L$	$[H]$	6,08	5,48	4,42	2,08
$C$	$[nF]$	6,49	7,17	6,91	14,7
$Q$		80,1	68,6	75,9	41,5
$N$	$[N/V]$	0,445	0,421	0,510	0,593
$k_{eff}$	$[\%]$	4,33	4,56	4,57	6,62
$D_s$	$[N.s/m]$	75,5	71,5	86,5	100,6
$M$	$[kg]$	1,20	0,973	1,15	0,732
$K$	$[N/m]$	$30,4 \cdot 10^6$	$24,8 \cdot 10^6$	$37,6 \cdot 10^6$	$23,8 \cdot 10^6$

TAB. 3.3 – Valeurs des paramètres des modèles pour PIVERT 1

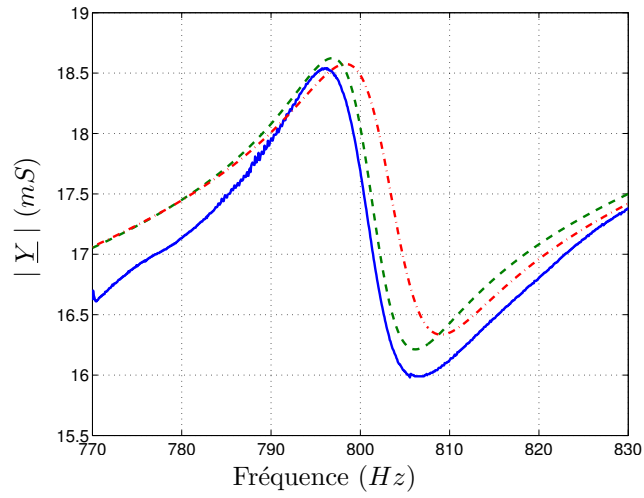
Le modèle calculé décrit un comportement très proche du relevé expérimental pour le premier mode et pour le second. Seul un décrochage apparaît à l'antirésonance pour le premier mode et à la résonance pour le second. Le modèle donné par l'analyseur donne un résultat qui reste satisfaisant pour la première résonance, mais qui s'écarte de la mesure pour la deuxième résonance (erreur d'estimation sur  $L$  et  $C$ ).

### Actionneur PIVERT 2

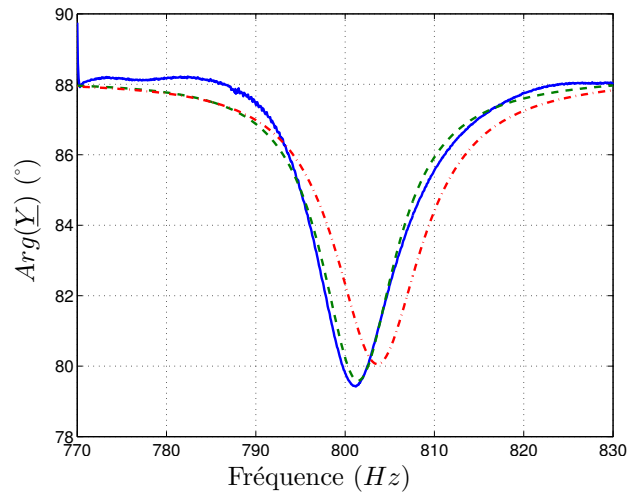
Les FIGURE 3.24 et FIGURE 3.25 rassemblent les tracés de l'admittance et des modélisations pour l'actionneur PIVERT 2, respectivement pour les premier et second modes de résonance .

Les données relatives aux modèles déterminés par l'analyseur et par le calcul sont rassemblées dans le TABLEAU 3.4.

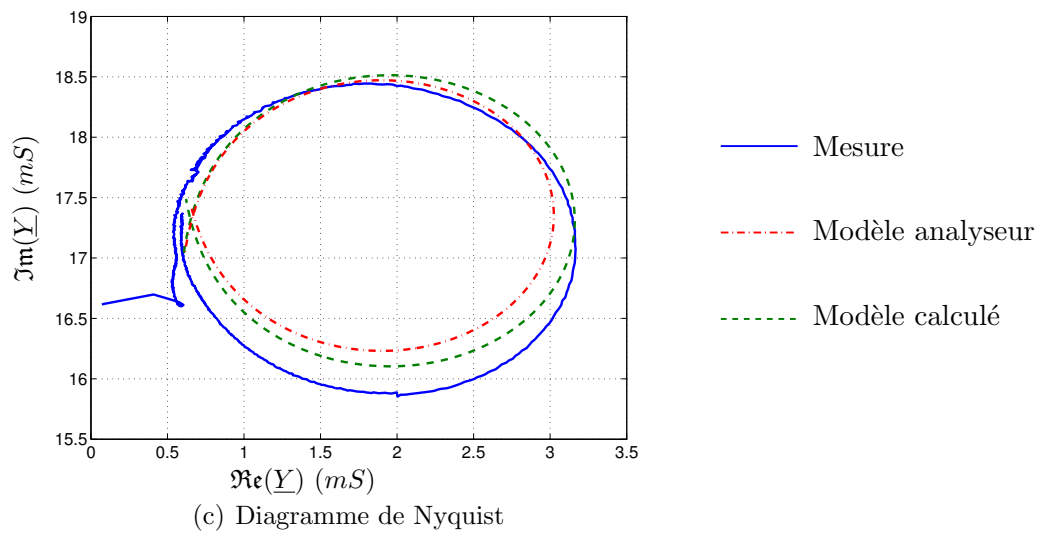
Il existe toujours une bonne estimation du comportement pour le modèle calculé, mais l'analyseur donne des résultats entachés d'erreurs significatives (sous-estimation de  $L$  et sur-estimation de  $C$ ).



(a) Module de l'admittance

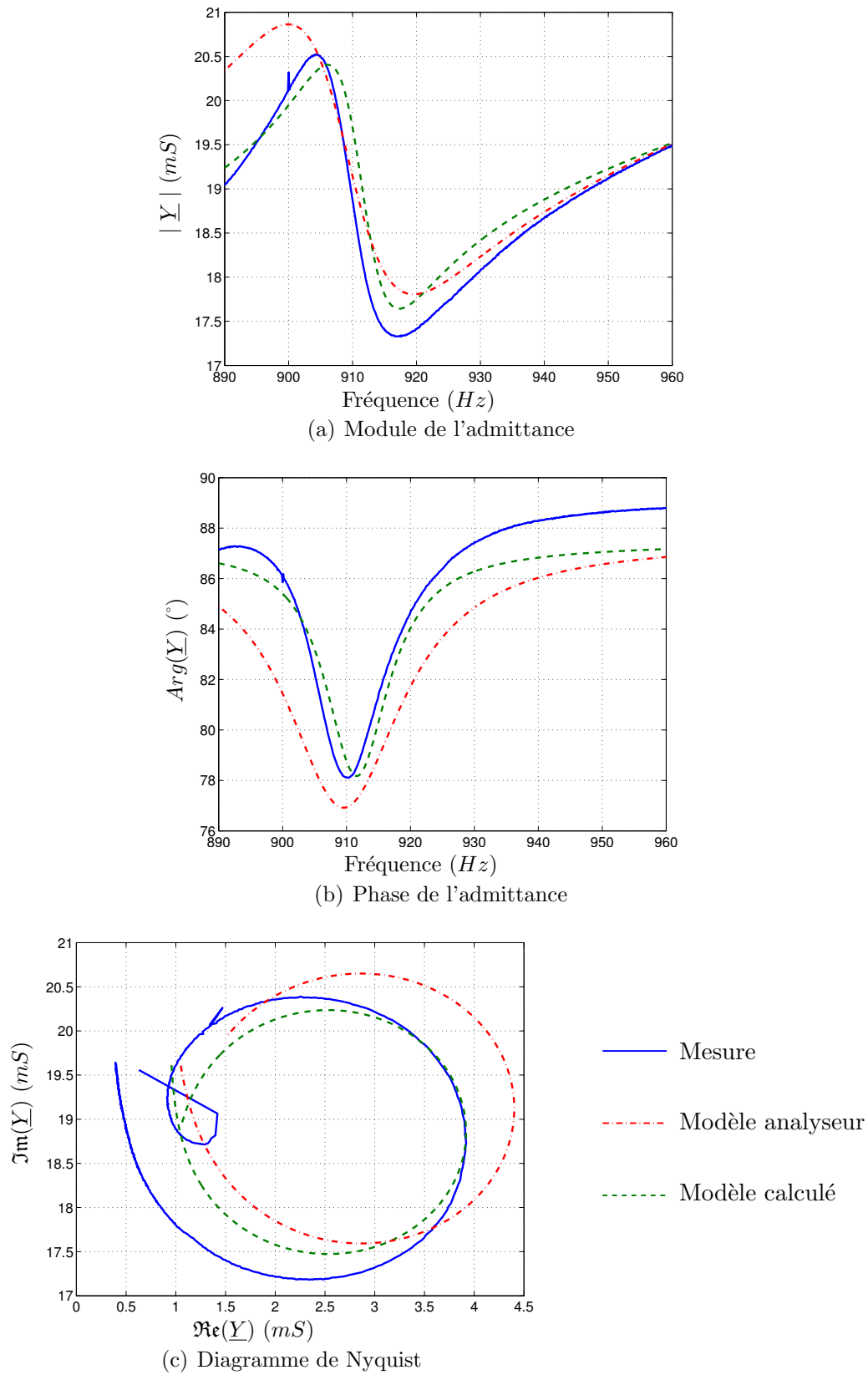


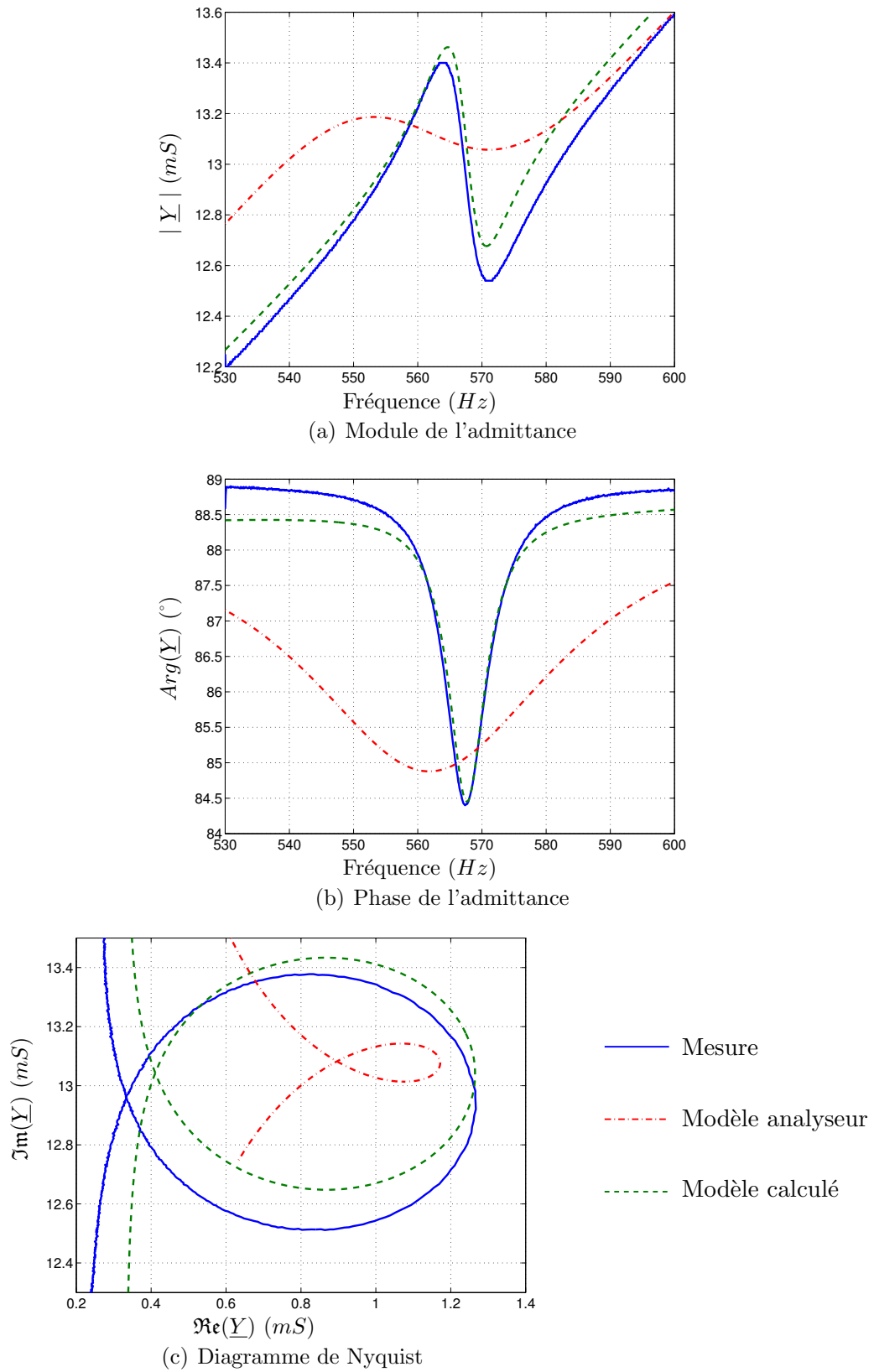
(b) Phase de l'admittance

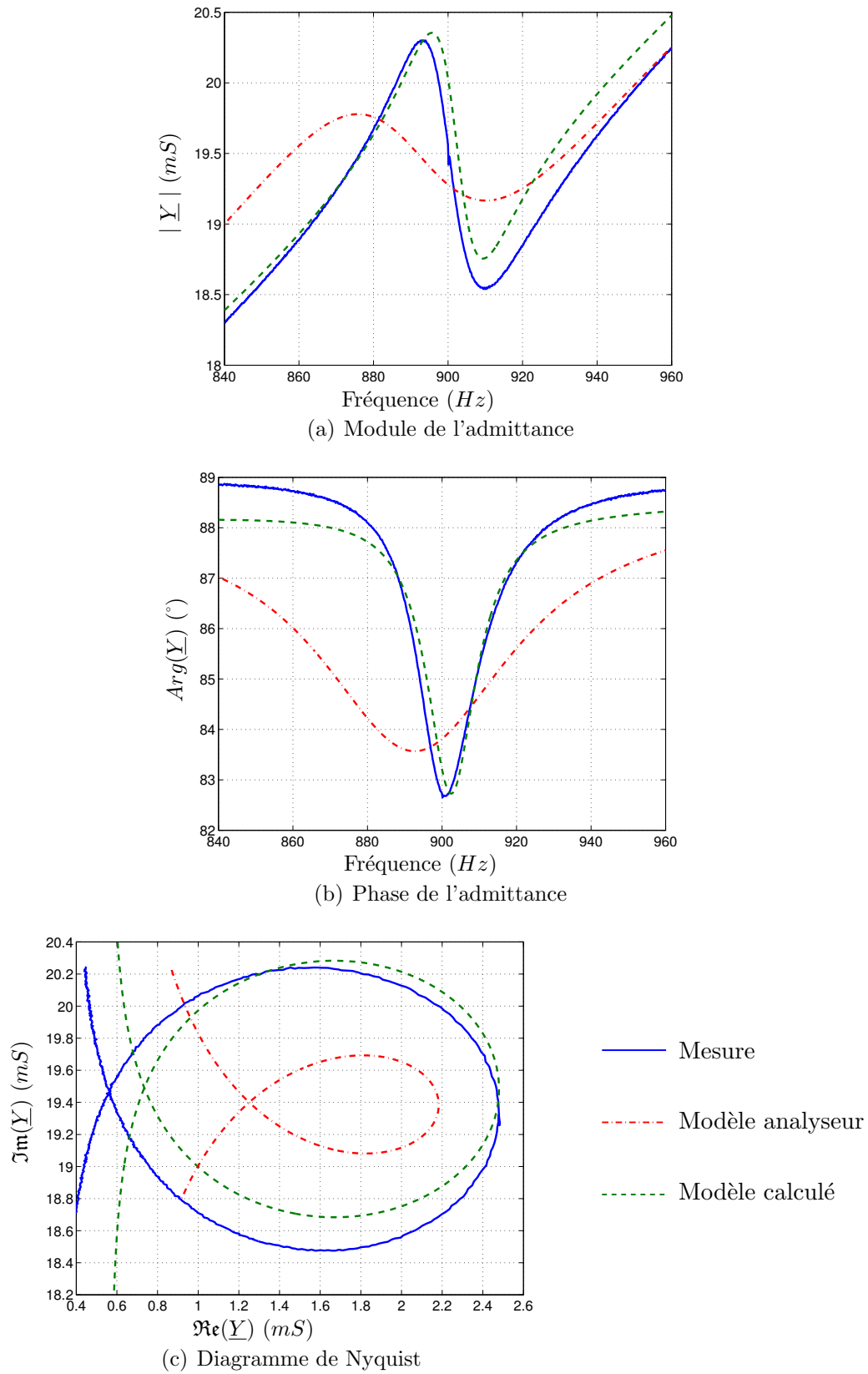


(c) Diagramme de Nyquist

FIG. 3.22 – Mesure et modèles de PIVERT 1 pour la 1<sup>re</sup> résonance

FIG. 3.23 – Mesure et modèles de PIVERT 1 pour la 2<sup>e</sup> résonance

FIG. 3.24 – Mesure et modèles de PIVERT 2 pour la 1<sup>re</sup> résonance

FIG. 3.25 – Mesure et modèles de PIVERT 2 pour la 2<sup>e</sup> résonance



		1 <sup>er</sup> mode		2 <sup>e</sup> mode	
		Calculé	Analyseur	Calculé	Analyseur
$R_0$	$[\Omega]$	3024	3024	1780	1780
$C_0$	$[\mu F]$	3,66	3,71	3,44	3,46
$R$	$[\Omega]$	1070	1190	521	617
$L$	$[H]$	24,3	3,90	5,19	1,55
$C$	$[nF]$	3,23	20,6	6,00	20,6
$Q$		81,1	11,6	56,4	14,1
$N$	$[N/V]$	0,735	0,662	0,448	0,379
$k_{eff}$	$[\%]$	2,97	7,44	4,17	7,69
$D_s$	$[N.s/m]$	579	521	105	88,4
$M$	$[kg]$	13,2	1,71	1,04	0,222
$K$	$[N/m]$	$167.10^6$	$21,3.10^6$	$33,4.10^6$	$6,97.10^6$

TAB. 3.4 – Valeurs des paramètres des modèles pour PIVERT 2

### Actionneur PIVERT 3

Les courbes d'admittance équivalente de l'actionneur PIVERT 3 autour de sa fréquence de résonance sont tracées sur la FIGURE 3.26.

Les différents éléments de la modélisation sont reportés dans le TABLEAU 3.5.

		1 <sup>er</sup> mode	
		Calculé	Analyseur
$R_0$	$[\Omega]$	3210	3210
$C_0$	$[\mu F]$	3,41	3,44
$R$	$[\Omega]$	13570	3230
$L$	$[H]$	720	590
$C$	$[nF]$	0,0905	3,44
$Q$		208	128
$N$	$[N/V]$	0,0471	0,198
$k_{eff}$	$[\%]$	0,515	3,15
$D_s$	$[N.s/m]$	30,1	127
$M$	$[kg]$	1,60	23,1
$K$	$[N/m]$	$24,5.10^6$	$11,4.10^6$

TAB. 3.5 – Valeurs des paramètres des modèles pour PIVERT 3

Le modèle calculé s'écarte des mesures et l'analyseur semble fournir des résultats totalement incohérents. Ceci est dû au fait que le phénomène de résonance pour l'actionneur PIVERT 3 est moins marqué que pour les autres actionneurs. En effet, l'absence d'une butée conduit à des résonances mécaniques moins marquées.

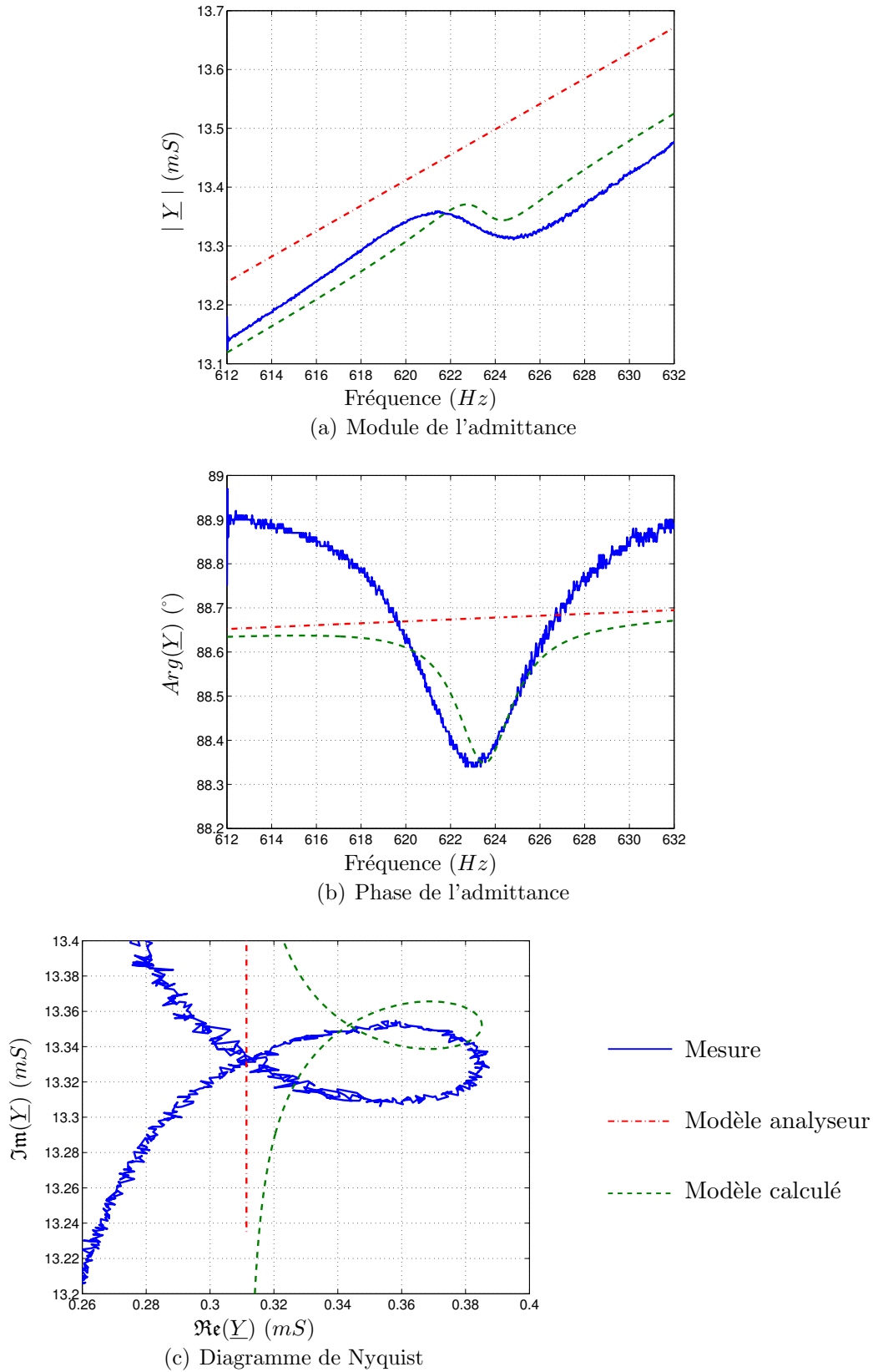


FIG. 3.26 – Mesure et modèles de PIVERT 3 à la résonance

### 3.4.2 Puissance électrique mise en jeu

Nous donnons dans cette section les ordres de grandeur des puissances électriques absorbées par les actionneurs. Les relevés des puissances actives et réactives des trois configurations d'actionneurs sont illustrés sur la FIGURE 3.27. Les mesures ont été effectuées sous une tension d'alimentation maximale de 80 V. Aux fréquences de résonance, les actionneurs consomment entre 3.2 W et 5 W.

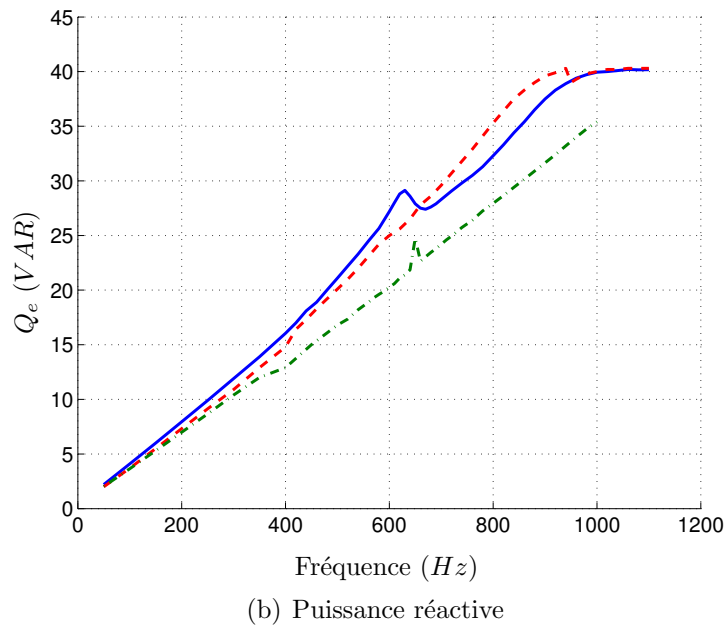
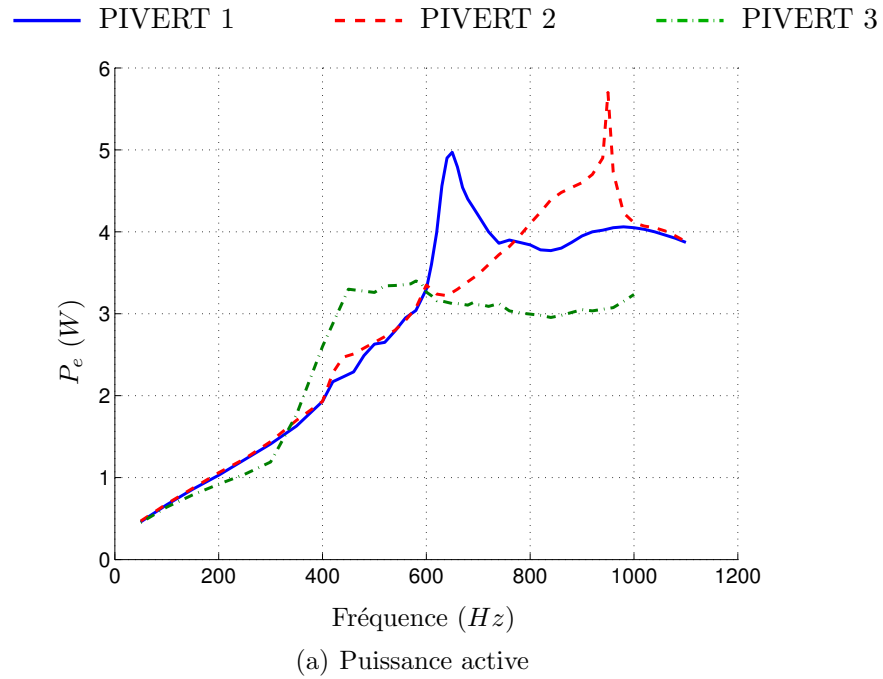


FIG. 3.27 – Puissance électrique absorbée par les actionneurs

La force mécanique générée sur le raccord peut être aussi quantifiée. Pour cela, il est nécessaire de connaître la valeur de la raideur mécanique du raccord en polycarbonate. Ce paramètre est déduit des simulations présentées en début de ce chapitre portant sur la détermination des contraintes et déformations limites du polycarbonate. La raideur est alors donnée par :

$$K_{PC} = \frac{F}{\delta} \quad (3.16)$$

où  $F$  représente la force exercée et  $\delta$  de déplacement au niveau du raccord. L'application de cette formule donne une raideur pour le raccord en polycarbonate de :  $K_{PC} = 2,12 \cdot 10^6 \text{ N/m}$ .

La même expression nous permet d'avoir un ordre de grandeur des forces exercées sur le raccord. Le TABLEAU 3.6 présente les valeurs de ces forces aux différents modes de résonance ainsi que les contraintes associées pour une tension d'alimentation de 100 V max.

	Fréquence (Hz)	Déplacement max. ( $\mu\text{m}$ )	Force (N)	Contrainte (MPa)
PIVERT 1	667	140	297	41,9
	838	65,6	139	19,6
PIVERT 2	590	34,4	72,9	10,3
	830	81,2	172	24,3
PIVERT 3	650	52,3	111	15,7
	722	12,1	25,6	3,6

TAB. 3.6 – Ordres de grandeur des forces générées au niveau du raccord

## 3.5 Etude expérimentale du brassage de particules agglomérées par effet magnétique

L'effet de vibrations pariétales sur un circuit incluant des particules stagnantes dans un fluide en mouvement est réalisée avec l'actionneur PIVERT 1 seulement. Ce dernier présente en effet une configuration qui, de manière pratique, facilite la mise en place du dispositif. De plus, il bénéficie des meilleures performances en termes de déformation générées sur les parois du raccord en Y.

### 3.5.1 Matériels utilisés

Les particules employées pour cette étude sont des limailles de matériaux composites qui ont une densité de  $7500 \text{ kg/m}^3$  et une taille moyenne de  $150 \mu\text{m}$ .

Ces particules ne sont pas de forme sphérique, leur géométrie étant très complexe et relativement peu répétitive. Aussi, une étude simple n'aurait pu être réaliste sous les hypothèses formulées lors de l'étude préliminaire (cf. §2.4.2).

L'étude théorique sur la détermination du champ magnétique minimum immobilisant la particule donne la valeur de  $13,5 \text{ mT}$ . En pratique nous prenons deux aimants cylindriques en ferrite d'un diamètre légèrement inférieur à  $4 \text{ mm}$  qui, une fois superposés, fournissent un champ magnétique d'environ  $200 \text{ mT}$ . Le champ qui est appliqué sur les particules est pris environ trois fois plus grand que celui préconisé par l'étude théorique. Pour ce faire, les aimants sont placés à une distance comprise entre  $2$  et  $3 \text{ mm}$  en dessous de la paroi externe du raccord. In situ, une mesure au teslamètre indique une valeur de  $40 \text{ mT}$  pour le champ magnétique.

Le fluide utilisé est de l'eau qui a donc pour densité  $1000 \text{ kg/m}^3$  et pour viscosité cinématique  $1.10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ .

Signalons que le dispositif qui permet de faire circuler le fluide est une pompe à galets qui est employée dans les systèmes de circulation extracorporelle. Plus de détails sur ce type de circuits seront donnés dans le chapitre suivant.

### 3.5.2 Résultats expérimentaux

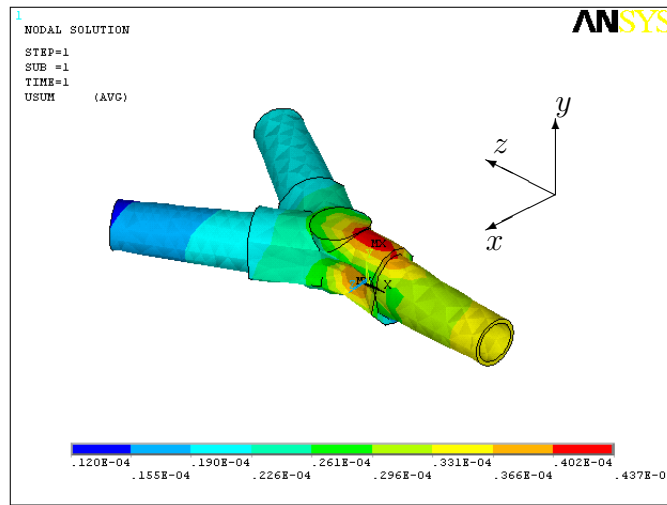
#### Validation de l'approche théorique

La première étape consiste à vérifier que l'actionneur PIVERT 1 permet de décoller les particules de la paroi interne du raccord. Pour cela, nous reprenons l'équation donnant la condition de décollement de la particule décrite dans la section 2.4.2.3 qui est rappelée ci-dessous.

$$\left(\rho_p + \frac{\rho_f}{2}\right) \frac{\pi d_p^3}{6} \frac{d^2 y_p}{dt^2} + 3 \rho_f \pi d_p \nu_f \frac{dy_p}{dt} = (\rho_f - \rho_p) \frac{\pi d_p^3}{6} - \frac{B^2}{2 \mu_0} \frac{\pi d_p^2}{4} + R_N \quad (3.17)$$

Une des hypothèses portait sur le déplacement créé sur le raccord qui doit se faire suivant l'axe  $Oy$ . Or, l'actionneur génère des déformations suivant l'axe  $Ox$ . Comme le montre le résultat de la simulation statique illustré sur la FIGURE 3.28, les déformations imposées suivant l'axe  $Ox$  ont des répercussions sur les parois supérieures et inférieures du raccord, donc selon l'axe  $Oy$ .

Dans ces conditions, nous pouvons écrire que le déplacement de la particule et donc que sa coordonnée  $y_p(t)$  est assimilable à la déformation, notée  $A(t)$ , suivant l'axe  $Ox$  du raccord mais de signe opposé ( $y_p(t) = -A(t)$ ). Ainsi, la connaissance du comportement dynamique de l'actionneur et, plus précisément du gain en déplacement illustré sur la FIGURE 3.11, nous permet de déterminer le déplacement de la paroi  $A(t)$ .

FIG. 3.28 – Correspondance des déformations suivant l'axe  $Oy$  et  $Ox$ 

La tension d'alimentation des actionneurs étant de forme sinusoïdale, la modélisation du déplacement  $A(t)$  donnée par l'expression (2.55) est parfaitement justifiée. Le déplacement, la vitesse et l'accélération théorique de la paroi sont présentés sur la FIGURE 3.29. Les essais sont réalisés sous une tension de 100 V crête, la valeur maximale du déplacement notée  $A_m(\omega)$  dans l'étude théorique est donc égale au produit de la tension par le gain en déplacement de PIVERT 1.

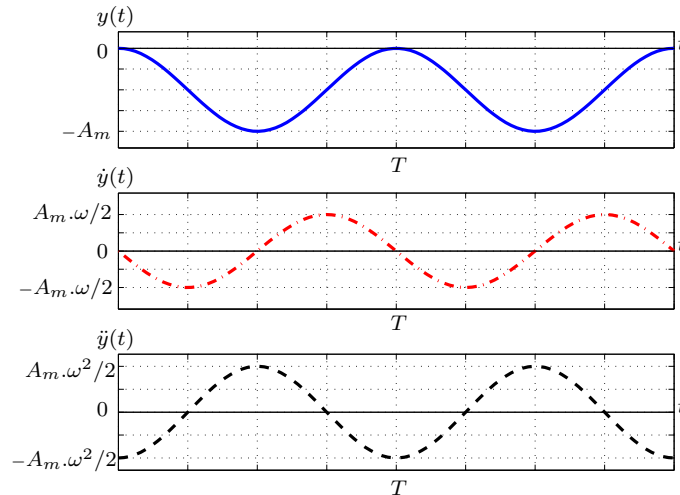


FIG. 3.29 – Déplacement, vitesse et accélération théorique de la paroi du raccord

La FIGURE 3.30 donne une représentation en trois dimensions de la fonction  $A(t)$  avec la prise en compte du comportement de l'actionneur. Le graphique n'est représenté que jusqu'à un temps de 0.01 s. Au delà, la courbe est trop dense et

n'est plus lisible.

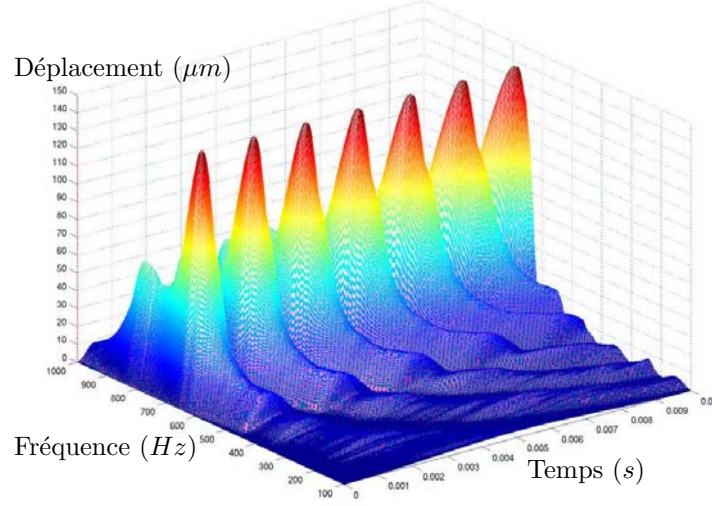


FIG. 3.30 – Allure du déplacement  $A(t)$  de la paroi en fonction du temps et de la fréquence

Si nous reprenons l'équation différentielle régissant la condition de décollement de la particule qui est, nous le rappelons,  $R_N \leq 0$  et que nous remplaçons l'ordonnée de la particule  $y_p$  par l'expression du déplacement à la paroi, nous obtenons :

$$\begin{aligned}
 - \left( \rho_p + \frac{\rho_f}{2} \right) \frac{\pi d_p^3}{6} \frac{A_m(\omega)}{2} \omega^2 \cos(\omega t) - 3 \rho_f \pi d_p \nu_f \frac{A_m(\omega)}{2} \omega \sin(\omega t) \\
 + (\rho_p - \rho_f) \frac{\pi d_p^3}{6} + \frac{B^2}{2 \mu_0} \frac{\pi d_p^2}{4} \leq 0
 \end{aligned} \quad (3.18)$$

La relation (3.18) devient la nouvelle condition de décollement des particules de sur la paroi du raccord en Y. Il est possible maintenant d'exploiter cette condition connaissant tous les éléments de l'équation. Pour cela, nous choisissons de tracer l'évolution de la force de réaction  $R_N$  (donnée par (3.18)) en fonction de la fréquence d'alimentation des actionneurs. Le tracé sur la FIGURE 3.29 du déplacement montre qu'il peut y avoir plusieurs configurations possibles selon le temps auquel nous observons cette force (dû à la variation de  $A_m$  et de ses dérivées). Les résultats présentés correspondent au temps pour lequel le déplacement est maximum soit  $T/2$ . Nous obtenons alors la courbe présentée sur la FIGURE 3.31 qui présente la force de réaction sans l'influence, dans un premier temps, du champ magnétique (courbe pointillée rouge), puis, dans un deuxième temps, la force en présence du champ magnétique (courbe pleine bleue).

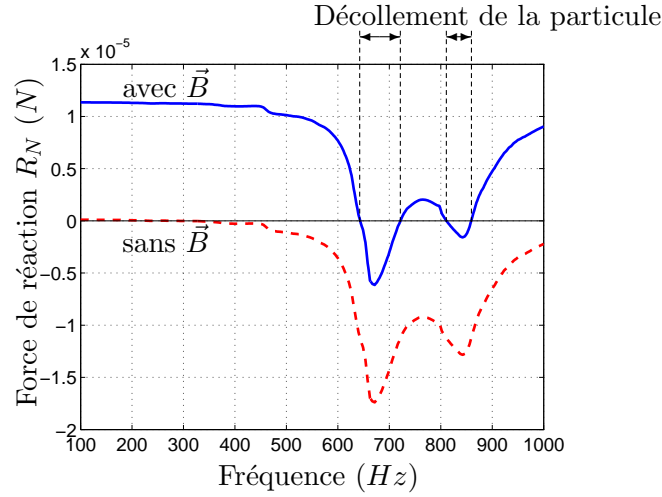
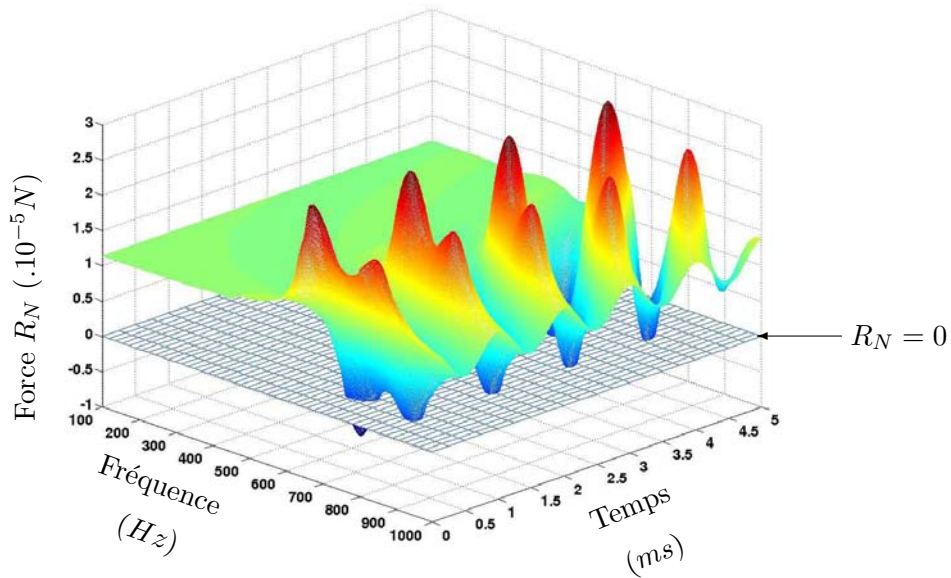


FIG. 3.31 – Décollement de la particule

Les courbes montrent que lorsque le champ magnétique est inexistant, la particule décolle très rapidement de la paroi (pour une fréquence inférieure à 200  $Hz$ ) et ceux pour un déplacement infinitésimal. Lorsque la particule est soumise à l'attraction du champ magnétique, l'actionneur PIVERT 1 réussit à décoller cette particule de la paroi et ce autour des deux fréquences de résonance de l'actionneur ( $R_N \leq 0$ ). La fonction de décollement de particules est donc normalement assurée par l'actionneur PIVERT 1. Les tracés sont complétés par les courbes en trois dimensions données sur les FIGURES 3.32 et 3.33, mettant en avant l'évolution de la force dans des temps relativement courts.

FIG. 3.32 – Evolution de la force de réaction normale  $R_N$  en fonction du temps et de la fréquence



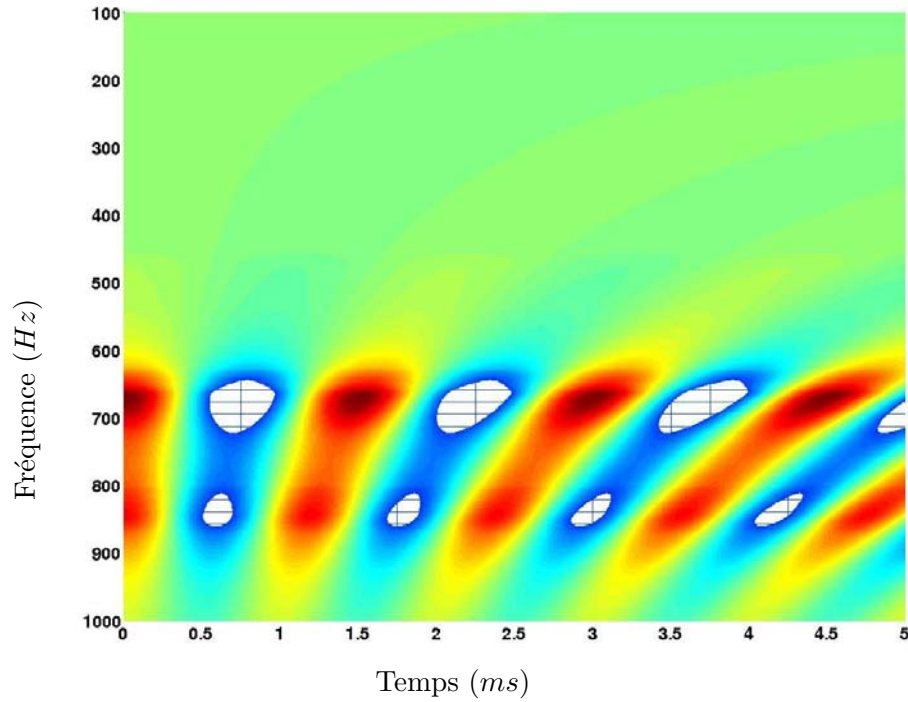


FIG. 3.33 – Evolution de la force de réaction normale  $R_N$  dans le plan temps/fréquence où les zones blanches correspondent au décollement de la particule

### Confirmation par manipulation expérimentale

La deuxième étape de cette étude repose sur une vérification expérimentale des conclusions précédemment établies. Pour cela, nous utilisons un circuit fermé et une pompe à galet qui permet de mettre l'eau en mouvement (dispositif détaillé dans le chapitre suivant). Les particules sont insérées dans le raccord en Y juste avant la divergence. Les aimants sont attachés sous le raccord immobilisant ainsi les particules.

Pour illustrer les essais réalisés, nous présentons sur la FIGURE 3.34 les images tirées d'une vidéo tournée lors des manipulations.

Sur l'image numéro 1, l'actionneur n'est pas en fonctionnement. Son effet peut être aperçu dès l'image numéro 2 où l'actionneur est directement alimenté à sa première fréquence de résonance ( $670 \text{ Hz}$  sous  $100 \text{ V}$ ). Le phénomène de décollement est très bien illustré sur ces photos où il est remarquable de voir la dispersion progressive de l'amas de particules au fur et à mesure des diverses images. Cette constante de temps est due à la valeur du champ auquel les particules ont été soumises dont l'intensité est trois fois supérieure à la valeur de maintien minimale.

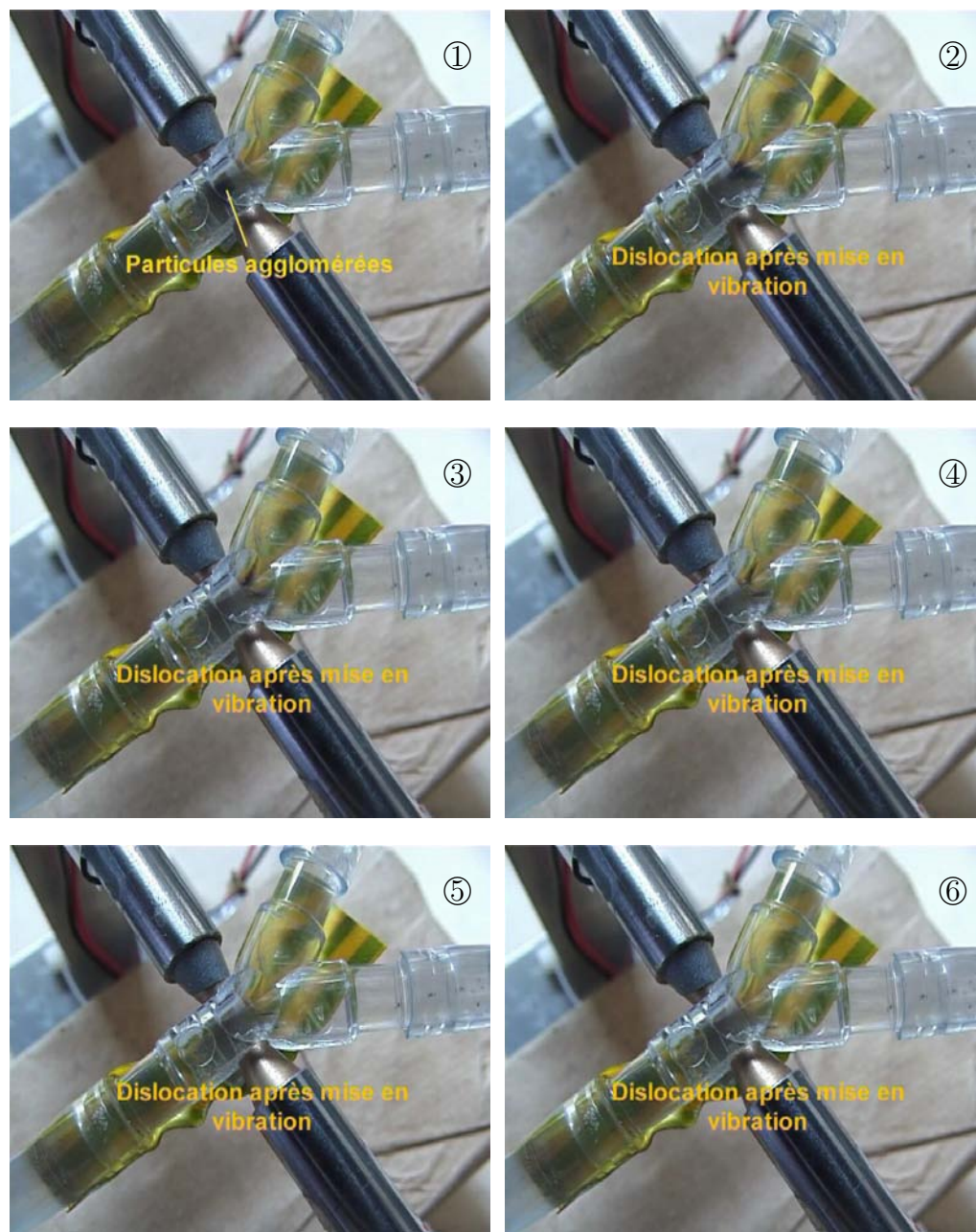


FIG. 3.34 – Expérimentation in situ du décollement de particules avec l'actionneur PIVERT 1

## 3.6 Conclusion

Ce chapitre a présenté les différentes étapes de la conception des actionneurs électroactifs associés à nos deux objectifs qui sont d'une part l'étude de l'effet de déformations pariétales sur une particule stagnante dans un fluide en mouvement, et, d'autre part, l'étude de la faisabilité d'une fonction anticoagulante qui fera l'objet du quatrième et dernier chapitre.

Dans un premier temps, le cahier des charges de l'actionneur requis a été précisé. Les simulations structurelles statiques effectuées sur un échantillon de polycarbonate ont permis de déterminer le déplacement maximum correspondant à la contrainte limite supportable par le matériaux. Ces données ( $0,5 \text{ mm}$  pour  $150 \text{ MPa}$ ) ainsi que la gamme de fréquence choisie ( $< 10 \text{ kHz}$ ) sont essentielles pour le choix du matériau actif utilisé pour les actionneurs. Les matériaux piézoélectriques et plus précisément les céramiques PZT exploitées sous forme de barreau multicouches répondent aux contraintes imposées.

Les résultats de simulations fluidiques du Chapitre 2 donnent comme information supplémentaire les points d'impacts privilégiés des actionneurs. Ceux-ci sont localisés avant la divergence pour une première configuration et sur la divergence, au niveau de la zone de recirculation du fluide, pour une seconde configuration. Trois actionneurs piézoélectriques nommés PIVERT (un pour la première configuration et deux pour la deuxième).

La deuxième partie de l'étude a porté sur la prédiction des caractéristiques comportementales des actionneurs. Les simulations harmoniques et modales effectuées avec le logiciel ANSYS ont permis d'identifier les modes mécaniques utiles pour notre application, à savoir les modes de flexion. Les données extraites de ces simulations sont les valeurs des fréquences d'excitations pour chaque génération d'actionneur ainsi que le nombre de modes exploitables. Pour vérifier ces résultats, des mesures expérimentales ont été réalisées avec un banc de vibrométrie laser. Ces mesures ont permis de caractériser les gains en déplacement et vibratoire des actionneurs, et de connaître les déformations obtenues sur le raccord en Y pour les différents modes de résonance.

L'étape suivante a consisté à élaborer une modélisation des actionneurs PIVERT. Le modèle utilisé rend compte du comportement électromécanique global de l'actionneur. Il est déduit de la théorie des schémas électriques équivalents classiquement exploités en piézoélectricité. L'exploitation directe du modèle dans une version simplifiée permet de déterminer aisément les admittances ainsi que des paramètres caractéristiques de l'actionneur tels que le coefficient de qualité ou le coefficient de couplage électromécanique.

Enfin, la fonction de décollement d'une particule par déformations pariétales a été validée expérimentalement. A cette fin, seule la première variante (PIVERT 1) a été exploitée. En effet, la condition de décollement décrite par la relation trouvée dans le Chapitre 2 peut être satisfaite à l'aide de cet actionneur. La particule est éjectée lorsque l'actionneur est alimenté autour de l'une de ces fréquences de résonance (1<sup>er</sup> mode :  $\delta = 140 \text{ }\mu\text{m}$  pour  $f = 670 \text{ Hz}$  et  $U = 100 \text{ V}$ , 2<sup>e</sup> mode :  $\delta = 66 \text{ }\mu\text{m}$  pour  $f = 840 \text{ Hz}$  et  $U = 100 \text{ V}$ ). Ces observations sont appuyées par

des images extraites d'une vidéo tournée lors de manipulation.

Les actionneurs étant bien caractérisés et la fonction de décollement avec l'actionneur PIVERT 1 étant expérimentalement validée, le second objectif ciblé, concernant l'étude de l'influence de vibrations pariétales sur la coagulation du sang, peut-être désormais abordé.

# Chapitre 4

## Application à l'assistance circulatoire : à la recherche d'une fonction antithrombotique

### Sommaire

---

<b>4.1</b>	<b>Introduction</b>	<b>118</b>
<b>4.2</b>	<b>L'assistance circulatoire</b>	<b>118</b>
4.2.1	Définition	118
4.2.2	Synthèse des différents dispositifs d'assistance circulatoire	119
4.2.3	La circulation extracorporelle (CEC)	123
<b>4.3</b>	<b>La coagulation du sang</b>	<b>124</b>
4.3.1	Composition du sang	124
4.3.2	Le mécanisme de l'hémostase	125
4.3.3	Les facteurs hémodynamiques	126
4.3.4	Le point de vue fluidique (cf. §2.3.2)	127
4.3.5	Approche envisagée pour la réalisation d'une fonction antithrombotique "électroactive"	128
<b>4.4</b>	<b>Protocole expérimental et manipulations</b>	<b>128</b>
4.4.1	Protocole expérimental	128
4.4.2	Expériences in situ avec les actionneurs PIVERT	133
<b>4.5</b>	<b>Conclusion</b>	<b>146</b>

---

## 4.1 Introduction

En chirurgie thoracique et cardiovasculaire, l'utilisation d'assistance circulatoire est souvent nécessaire. Ces systèmes ont pour but de remplacer de manière temporaire un organe défaillant tel que le coeur. Lors d'opération à coeur ouvert, le coeur est remplacé par un système de circulation extracorporelle. Le sang se trouve alors en contact avec des matériaux non organiques et subit des perturbations. L'ensemble de ces phénomènes peut favoriser le risque de coagulation du sang. Pour éviter ce problème, des anticoagulants sont utilisés avec de fortes doses d'héparine. Ces traitements peuvent engendrer des risques de saignement importants et peuvent être mal supporté par certains patients. Dans certains cas de patients présentant par exemple des antécédents d'accidents cérébrovasculaires récents liés à une inflammation de l'endocarde ou à une rupture traumatique de l'aorte, la chirurgie doit être malheureusement remise à plus tard à cause du risque de saignement. Pour les mêmes raisons, des patients avec une assistance circulatoire ou un coeur artificiel total présentent aussi des risques de formation de caillots de sang, nécessitant alors l'emploi d'anticoagulants [Lep00].

Aussi, parmi les différents sujets de recherche traités dans le cadre de la collaboration entre le Service de Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire de l'APHP - Pitié-Salpêtrière et le Groupe de Recherches en Electrodynamique - EM3 de l'INPT/ENSEEIH/CNRS, l'étude de faisabilité d'une fonction anticoagulante "électroactive" représente une voie d'investigation relativement prometteuse. Cette approche permettrait d'envisager l'utilisation d'anticoagulants non chimiques, donc moins gênants pour les patients. Dans une autre optique, elle autoriserait une réduction des doses d'anticoagulants, ou du moins une meilleure gestion de ces produits.

Afin de mieux appréhender le sujet, la première partie de ce chapitre est consacrée à la définition de l'assistance circulatoire en général. Ces dispositifs englobent les coeurs artificiels ainsi que les systèmes de circulation extracorporelle (CEC) qui nous concernent plus spécifiquement. Quelques notions élémentaires sur la composition du sang et le mécanisme de coagulation font l'objet d'une deuxième partie. Ces notions, qui permettent de faire le lien avec les études fluidiques réalisées dans le second chapitre, conduisent à définir le protocole expérimental retenu. La dernière partie est ainsi consacrée à l'étude expérimentale qui comprend plusieurs campagnes d'essais successives réalisés avec un modèle de CEC. L'efficacité du système préconisé est enfin discutée.

## 4.2 L'assistance circulatoire

### 4.2.1 Définition

Le terme d'assistance circulatoire <sup>(1)</sup> englobe tous les systèmes qui remplacent temporairement la fonction de circulation sanguine normalement assurée par le

---

<sup>(1)</sup> Mechanical Circulatory Support device (MCS)

coeur. Elle est employée pour des patients ayant subi des infarctus ou des inflammations du coeur et entraînant une mauvaise perfusion des organes et des coronaires. Ces dispositifs sont souvent associés au terme générique de "coeur artificiel".

L'assistance circulatoire est divisée en deux groupes :

- les systèmes de circulation extracorporelle : ils consistent à relier un ventricule artificiel (pompe) à une console automatisée para-corporelle qui commande l'aspiration et la ré-injection du sang,
- les systèmes de circulation intracorporelle : ils remplacent un ventricule (système monoventriculaire) ou les deux ventricules (système biventriculaire). On parle dans ce dernier cas de "coeur totalement implantable" ou de "coeur artificiel total" <sup>(2)</sup>.

Différents exemples d'assistance circulatoire sont donnés dans la section suivante, illustrant les principales technologies utilisées.

Afin de mieux appréhender le coeur humain et la circulation sanguine, le lecteur pourra se reporter à l'ANNEXE F où sont expliqués de manière succincte la formation interne du coeur et le principe de base de la circulation sanguine dans le corps humain.

## 4.2.2 Synthèse des différents dispositifs d'assistance circulatoire

### 4.2.2.1 Systèmes de circulation extracorporelle

Les ventricules artificiels sont équipés de valves d'entrée et de sortie. Ils reposent sur l'abdomen du patient et sont reliés aux cavités cardiaques par des canules qui traversent la paroi thoracique. Les différentes dispositions possibles sont :

- assistance du ventricule droit lorsqu'une canule d'admission est introduite dans l'oreillette droite et une canule d'éjection dans l'artère pulmonaire,
- assistance du ventricule gauche lorsqu'une canule d'admission est introduite dans l'oreillette ou le ventricule gauche et une canule d'éjection dans l'aorte.

Il existe aussi pour ces systèmes la configuration d'assistance biventriculaire.

A titre d'exemple, nous présentons brièvement deux produits commercialisés et utilisés en chirurgie cardiaque, conçus à partir de deux technologies différentes. Ces dispositifs sont illustrés sur la FIGURE 4.1.

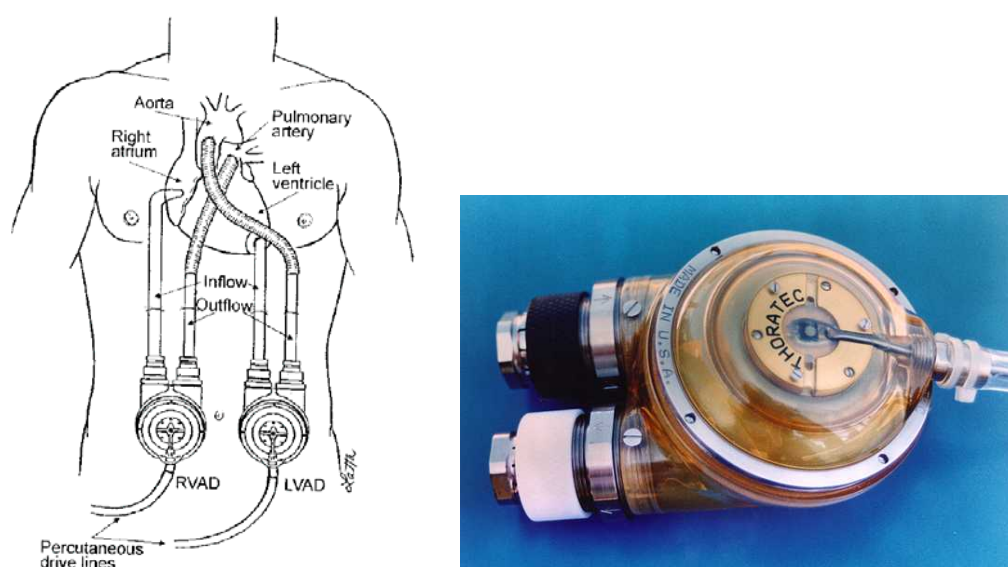
Le premier système d'assistance est le Thoratec<sup>TM</sup> VAS <sup>(3)</sup> [Hun98]. L'actionnement exploité est pneumatique et génère un écoulement pulsé. Une poche en

---

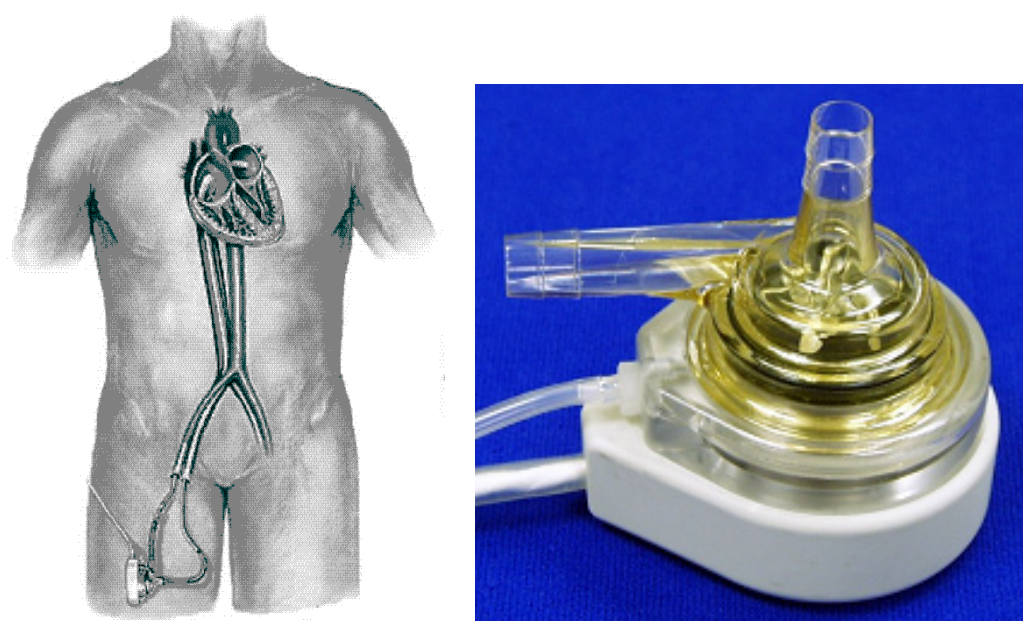
<sup>(2)</sup> Total Artificial Heart (TAH)

<sup>(3)</sup> VAS : Ventricular Assist System





(a) Assistance biventriculaire Thoratec™ [Thi05]



(b) Assistance par pompe centrifuge TandemHeart™ [Thi05]

FIG. 4.1 – Exemples de coeur artificiel extra corporel

polyuréthane en contact avec le sang est incérée dans un boîtier en polycarbonate. Une console extérieure délivre l'air qui assure la compression de la chambre et donc l'éjection du sang (volume systolique <sup>(4)</sup> : 65 mL, débit moyen : 6,5 L/min).

Le deuxième système présenté diffère du précédent par son mode d'implantation qui se fait au niveau des vaisseaux fémoraux ainsi que par le procédé d'actionnement qui est dans ce cas électromagnétique [Com04]. La pompe TandemHeart™

<sup>(4)</sup> Volume de sang envoyé dans l'artère aorte à chaque battement du ventricule



est équipée d'un moteur électrique qui propulse le sang soit par effet vortex, soit par l'intermédiaire d'ailettes. Le débit sanguin est dans ce cas continu (débit moyen :  $3,5\text{ L/min}$ ).

Selon la qualité des ventricules et de leur mécanisme de commande, les débits des assistances, la durée maximale d'implantation et le coût de la procédure peuvent varier sensiblement.

#### 4.2.2.2 Systèmes de circulation intracorporelle

Dans cette configuration, le ventricule artificiel est implanté dans l'abdomen ou dans le thorax. La pompe est reliée au ventricule gauche natif par une canule d'admission et à l'aorte par une prothèse artérielle. Seuls les fils électriques ou les tubes pneumatiques traversent la peau pour raccorder la pompe à la console d'alimentation et de commande.

Parmi les différentes structures et technologies existantes, trois exemples de système intracorporel sont présentés ci-dessous.

La pompe HeartMate<sup>TM</sup> LVAS <sup>(5)</sup> de Thoratec Corporation [Tho05] existe avec les deux actionnements : soit pneumatique (HeartMate<sup>TM</sup> IP-LVAS <sup>(6)</sup>), soit électrique (HeartMate<sup>TM</sup> VE-LVAS <sup>(7)</sup>). La version pneumatique est composée d'une membrane qui est actionnée par une pompe pneumatique située sur la console externe de commande. La version électrique possède la même membrane mais un moteur électrique situé en dessous de ce diaphragme engendre le déplacement alternatif (débit max. :  $11,6\text{ L/min}$  pour le IP-LVAS et  $9,6\text{ L/min}$  pour le VE-LVAS).

Le dispositif Novacor<sup>TM</sup> LVAS utilise un actionnement électromécanique [Nov05]. La pompe est constituée d'une chambre contenant le sang, d'un électroaimant et de deux "bras" mis en opposition reliant l'électroaimant et les extrémités de la chambre. Lorsque l'électroaimant est alimenté, le circuit magnétique de ce dernier se ferme. Les deux bras élastiques sont alors fléchis et compriment la chambre qui éjecte ainsi le sang.

Enfin, le dernier système présenté est le coeur artificiel total CardioWest<sup>TM</sup> TAH qui utilise un actionnement pneumatique. La pompe en polyuréthane contient un diaphragme en polycarbonate qui est activé par une source d'air externe.

Il existe bien sûr d'autres exemples que l'on pourra notamment trouver dans les articles référencés [Del00, Set86, Pel99], ainsi que sur les sites internet des fabricants précédemment évoqués.

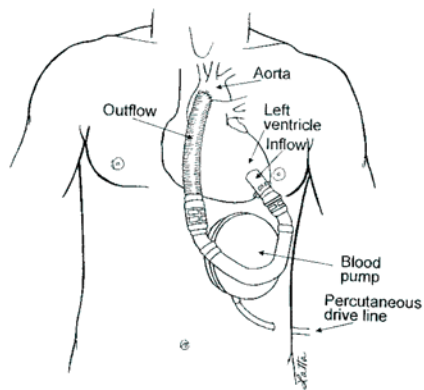
Ces types d'assistances représentent l'étape la plus aboutie vers le coeur artifi-

---

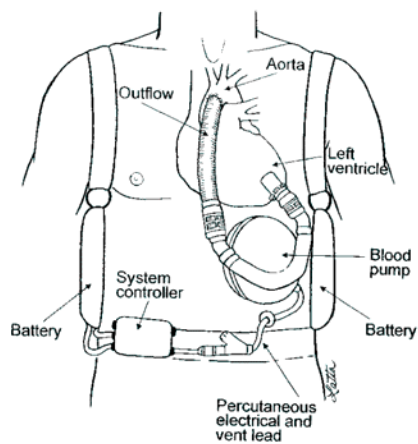
<sup>(5)</sup> LVAS : Left Ventricular Assist System

<sup>(6)</sup> IP : Implantable Pneumatic

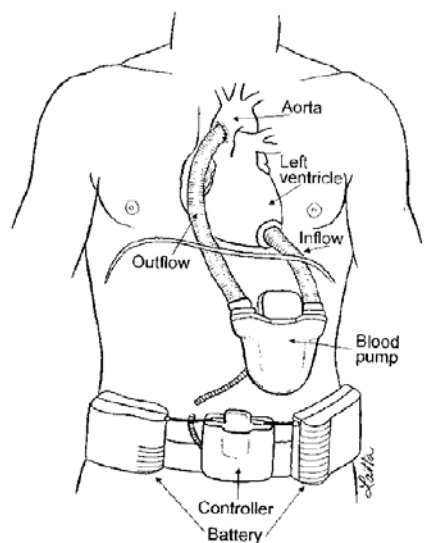
<sup>(7)</sup> VE : Vented Electric



(a) Assistance monoventriculaire gauche pneumatique HeartMate™ IP-LVAS



(b) Assistance monoventriculaire gauche électrique HeartMate™ VE-LVAS



(c) Assistance monoventriculaire gauche Novacor™ LVAS

FIG. 4.2 – Exemples de coeur artificiel intra-corporel

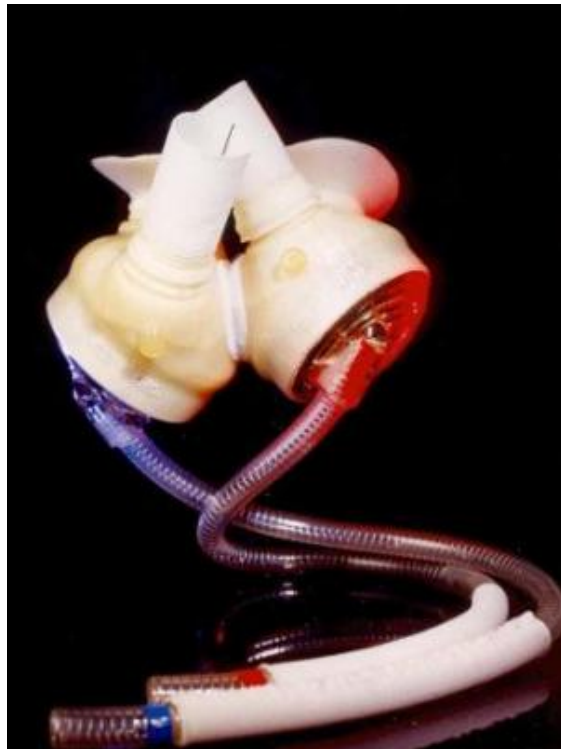
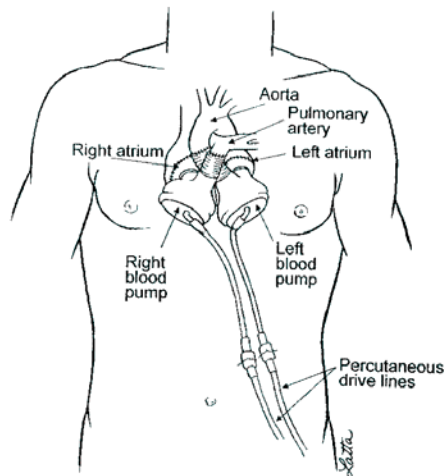


FIG. 4.3 – Coeur artificiel total CardioWest™ TAH

ciel total. Ils permettent d'assurer des assistances à hauts débits pour une longue période chez des patients disposant d'une plus grande autonomie.

### 4.2.3 La circulation extracorporelle (CEC)

La CEC<sup>(8)</sup> appartient aussi au domaine de l'assistance circulatoire. Cette technique remplace temporairement la fonction de pompe du coeur et la fonction d'oxygénation des poumons durant les opérations chirurgicales réalisées sur le coeur ou les gros vaisseaux (lors de transplantation cardiaque ou de la pose d'un coeur artificiel par exemple). Elle permet alors au chirurgien de travailler sur un coeur arrêté et privé de sang.

Le principe de la CEC consiste à dériver le sang veineux à l'entrée du coeur droit (oreillette droite) et à le réinjecter oxygéné à la sortie du coeur gauche (aorte ascendante) dans certaines conditions de débit ( $2,4$  à  $2,6 \text{ L/min}$  à  $37^\circ\text{C}$ ) et de pression (supérieure à  $60 \text{ mmHg}$ ), afin d'assurer une oxygénation tissulaire satisfaisante. La CEC assure donc à la fois la fonction pulsatile du coeur grâce à une pompe rotative et la fonction de ventilation des poumons grâce à un oxygénateur (FIGURE 4.4).

<sup>(8)</sup> Cardiopulmonary Bypass (CPB)

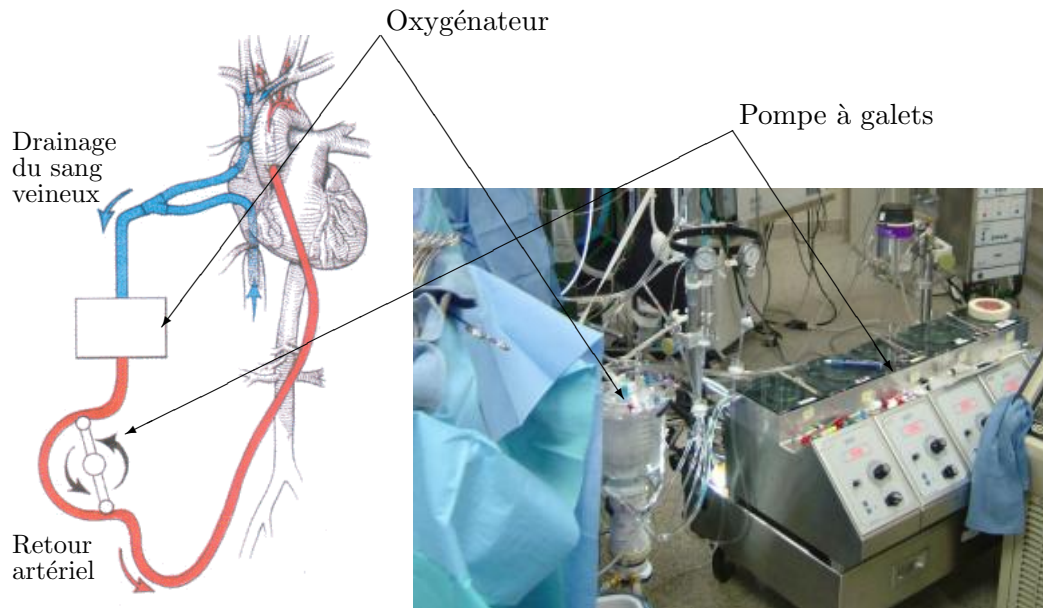


FIG. 4.4 – Exemple de circulation extra-corporelle pour bloc opératoire

## 4.3 La coagulation du sang

### 4.3.1 Composition du sang

Le fluide sanguin est constitué d'environ 45 % de cellules (les globules rouges, les globules blancs et les plaquettes) et de 55 % de plasma.

Les différentes cellules, appelées aussi éléments figurés du sang, ont les propriétés suivantes :

- les globules rouges : autrement appelés hématies ou érythrocytes, contiennent essentiellement l'hémoglobine, pigment dont le rôle fondamental est de transporter l'oxygène des poumons vers les tissus (au nombre de 4 à  $6 \cdot 10^{12}$  par litre de sang, diamètre  $\sim 7 - 8 \mu m$ ),
- les globules blancs : ou leucocytes, comprennent différents types cellulaires qui jouent un rôle important dans la lutte de l'organisme contre les maladies causées par des virus, bactéries, parasites et cellules tumorales (au nombre de 4 à  $11 \cdot 10^9$  par litre de sang, diamètre  $\sim 10 - 15 \mu m$ ),
- les plaquettes : ou thrombocytes, interviennent , avec les facteurs de coagulation, dans la formation du caillot sanguin et donc dans l'hémostase (au nombre de 250 à  $500 \cdot 10^9$  par litre de sang, diamètre  $\sim 6 - 8 \mu m$ ).

Le plasma est un liquide composé à 95 % d'eau légèrement salée et de nombreux autres éléments en quantité variable, dont des éléments nutritifs, des déchets et des protéines.

### 4.3.2 Le mécanisme de l'hémostase

L'hémostase est définie comme l'ensemble des phénomènes physiologiques qui concourent à l'arrêt du saignement, à la prévention des saignements spontanés et des thromboses (formation d'un caillot dans un vaisseau sanguin). Elle participe à la réparation de la brèche vasculaire et d'une façon générale, elle assure le maintien de l'intégrité des vaisseaux.

L'hémostase se décompose en trois étapes successives :

- l'hémostase primaire,
- l'hémostase secondaire ou coagulation plasmatique,
- la fibrinolyse.

La coagulation du sang est l'ensemble des phénomènes qui permettent la formation du caillot (hémostase primaire et secondaire). La fibrinolyse correspond à la dégradation du caillot et au retour à la circulation sanguine normale.

De manière générale, l'hémostase est un processus très complexe qui met en jeu un ensemble de phénomènes interdépendants de natures mécaniques, physicochimiques, enzymatiques et biochimiques.

Afin de mieux appréhender la coagulation sanguine, nous donnons ci-dessous une description simplifiée des étapes amenant à la formation d'un caillot. L'exemple détaillé, illustré par la FIGURE 4.5, correspond à l'apparition d'une brèche dans un vaisseau sanguin.

#### Hémostase primaire :

Elle se déroule en deux étapes. La première, appelée temps vasculaire, correspond à la vasoconstriction du vaisseau lésé. Le vaisseau répond par une diminution de calibre pouvant atteindre 40 % de sa taille initiale et facilite ainsi l'adhésion et l'agrégation plaquettaire. La deuxième, appelée temps plaquettaire, comporte d'une part l'adhésion des plaquettes aux parois. Cette adhésion provoque d'autre part l'activation des plaquettes et donc une sécrétion plaquettaire. Un effet d'avalanche provoque l'activation et l'agrégation d'autres plaquettes. La présence de fibrinogène <sup>(9)</sup> assure l'agrégation interplaquettaire et forme finalement un clou ou thrombus plaquettaire.

#### Hémostase secondaire :

Cette phase commence par l'activation du facteur X <sup>(10)</sup> (facteur de Stuart). Cet enzyme est responsable de l'activation de thrombine, qui résulte de la transformation de prothrombine <sup>(10)</sup> (prothrombinase) . La présence de thrombine (enzyme clé de la coagulation) transforme le fibrinogène en fibrine. L'apparition des fibrines

---

<sup>(9)</sup>Facteur de la coagulation

<sup>(10)</sup> Facteur de la coagulation

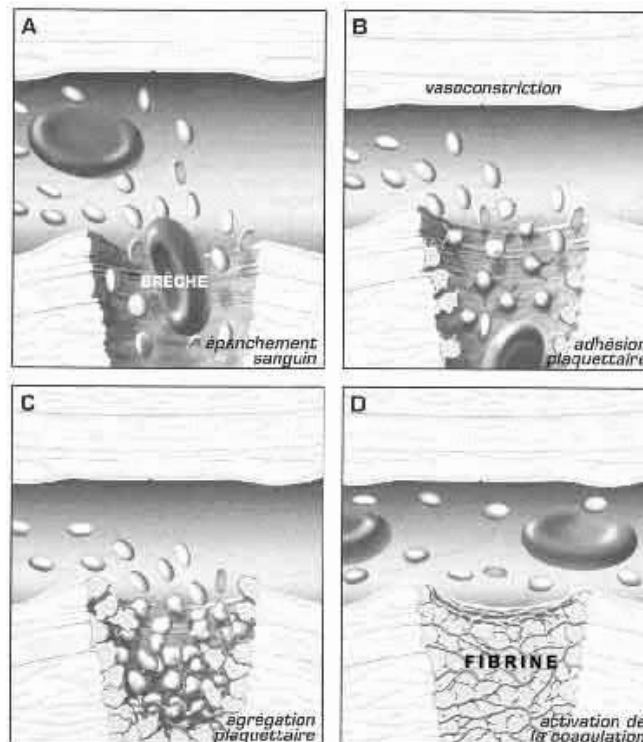


FIG. 4.5 – Processus de formation d'un caillot de sang

à la surface des plaquettes vient consolider le clou hémostatique et, par extension, aboutit à la formation du thrombus rouge qui devient irréversible (thrombose).

### 4.3.3 Les facteurs hémodynamiques

Le phénomène de coagulation agit naturellement lorsque des lésions interviennent sur les tissus organiques. Il existe d'autres facteurs déclencheurs qui sont [Tur98, Woo99] :

- le contact avec des surfaces artificielles,
- lorsque l'écoulement du sang est laminaire, l'adhésion des plaquettes sanguines augmente avec le cisaillement, la vitesse du fluide au niveau de la paroi, la concentration en globule rouge et la concentration en plaquette,
- un écoulement qui n'est plus laminaire comme au niveau des courbures, bifurcations et rétrécissements,
- la formation de points de stagnation et de turbulences avec vortex qui entraînent une activation des plaquettes et une plus grande adhésivité de celles-ci.

Ainsi, les éléments favorisant la coagulation du sang sont nombreux, variés et ne dépendent que pour deux facteurs des propriétés intrinsèques du sang. La majeure partie des facteurs hémodynamiques est liée au type et au comportement de l'écoulement.

#### 4.3.4 Le point de vue fluide (cf. §2.3.2)

Le comportement non-newtonien du sang est lié aux éléments figurés (cellules) présents dans le sang. Plus précisément, ceux sont les globules rouges, plus nombreux et plus gros, qui régissent la viscosité du sang. Lorsque la vitesse de cisaillement est faible, les érythrocytes forment des agrégats. La quantité de globule rouge amène une augmentation de la concentration des plaquettes et rendent donc le sang plus visqueux [Gol86]. Aux fortes vitesses de cisaillement, les érythrocytes se déforment et fluidifient le sang, ce qui explique son comportement rhéofluidifiant (cf. §2.3.2.3).

Le second phénomène favorisant la formation de caillots concerne les plaquettes sanguines. L'étude réalisée par [Sch93] sur un circuit comportant un rétrécissement simulant une sténose de 84 % montre qu'il existe des zones où les plaquettes adhèrent facilement à la paroi. En effet, en amont du rétrécissement, les lignes de flux du fluide longent la paroi qui rétrécit et forcent les plaquettes à s'accoler à cette dernière (FIGURE 4.6(a)). En aval du rétrécissement, la recirculation existante fait que les lignes de flux longent sur une certaine distance la paroi. Les plaquettes sanguines qui peuvent rester dans cette zone durant quelques cycles adhèrent à la paroi et par un effet d'accumulation, s'agrègent les unes aux autres (FIGURE 4.6(b)). Ces phénomènes sont fortement dépendant des conditions de l'écoulement (vitesse).

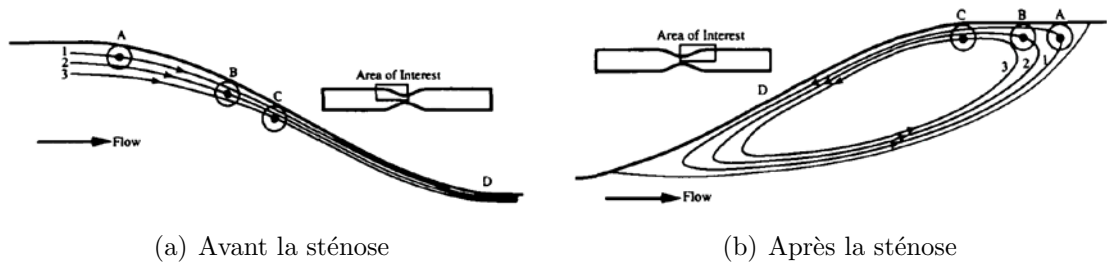


FIG. 4.6 – Accumulation de plaquettes sanguines en présence d'un rétrécissement

Reprenons l'étude réalisée dans le Chapitre 2 sur la simulation par éléments finis d'un écoulement non-newtonien, le fluide considéré alors ayant les caractéristiques du sang. Une étude statique de l'écoulement (cf ANNEXE C) a montré que, dans les zones de recirculation, la viscosité du fluide est plus élevée que dans le reste des branches divergentes (FIGURE C.7). Une viscosité plus importante se traduit par une présence de globules rouges et de plaquettes en grande concentration. La formation de caillots de sang est avantagée amenant ainsi une coagulation plus rapide. De plus, la zone de recirculation accélère le processus d'adhésion des plaquettes et donc l'agrégation de ces dernières. La localisation de ces zones est donc très significative pour notre étude.

### 4.3.5 Approche envisagée pour la réalisation d'une fonction antithrombotique "électroactive"

De manière générale, la thrombose est éliminée avec l'utilisation d'anticoagulants qui, pour certains, sont à base d'héparine. Or, comme nous l'avons déjà signalé, cette technique chimique entraîne des risques de saignement importants chez certains patients. La possibilité de réaliser une fonction anticoagulante ou antithrombotique par un procédé non chimique constituerait donc de ce fait un progrès incontestable. A cette fin, l'idée d'utiliser un système d'activation pariétale électroactif constitue une voie de recherche à développer, conformément aux principes introduits dans le Chapitre 2.

Les zones de prédilection de la formation de caillots étant bien localisées, il nous faut définir la méthode nous permettant de contrer la formation de caillots. Pour cela, la coagulation peut être assimilée, en première approximation, à un amoncellement de plaquettes sanguines, ce qui ramène le problème, dans un premier temps, à un phénomène mécanique simple. L'idée est donc d'appliquer directement les principes introduits dans le Chapitre 3 sur le décollement de particules, en vue d'étudier l'influence de vibrations sur la formation de caillots. Le but final étant de retarder le phénomène de coagulation dans le raccord, voire éliminer la formation de caillots dans la divergence.

Dans cette approche, l'actionneur PIVERT 1 permet de faire une étude sur l'influence de ces vibrations en amont de la divergence. L'actionneur PIVERT 2 est dimensionné pour être situé au centre de la zone de recirculation. L'action intervient ici directement sur la zone à fort risque de coagulation. Enfin, l'actionneur PIVERT 3 est positionné au départ de la zone de recirculation, juste après la divergence, son action intégrant l'effet des deux autres actionneurs.

## 4.4 Protocole expérimental et manipulations

### 4.4.1 Protocole expérimental

#### 4.4.1.1 Modèle d'un circuit de CEC

Pour réaliser les manipulations, nous utilisons un modèle de CEC mis en place par le Dr Pascal Leprince <sup>(11)</sup> et par M. Mourad Karouia <sup>(12)</sup>. Ce modèle permet de reproduire de manière la plus répétitive possible la formation de caillots de sang dans le raccord en Y étudié précédemment, dans des conditions d'expérimentation toujours identiques et pour des temps de coagulation significatifs.

<sup>(11)</sup> Chirurgien, Praticien Hospitalier - Service de chirurgie thoracique et cardio-vasculaire - Hôpital Pitié-Salpêtrière - APHP - Paris

<sup>(12)</sup> Ingénieur en Robotique - Hôpital Pitié-Salpêtrière - APHP - Paris



Le modèle est un circuit en boucle fermée composé des éléments suivant (FIGURE 4.7) :

- un raccord en Y classique ( $Rc$ ),
- un raccord en Y avec luer-lock <sup>(13)</sup> ( $Rc_1$ ),
- un raccord en T avec luer-lock ( $Rc_2$ ),
- des tuyaux synthétiques dont la surface intérieure est traitée avec un anti-coagulant (héparine),
- une pompe à galets,
- un système de chauffage (résistances chauffantes),
- une sonde de température,
- deux sondes de débit à effet Doppler et leurs consoles,
- un chronomètre.

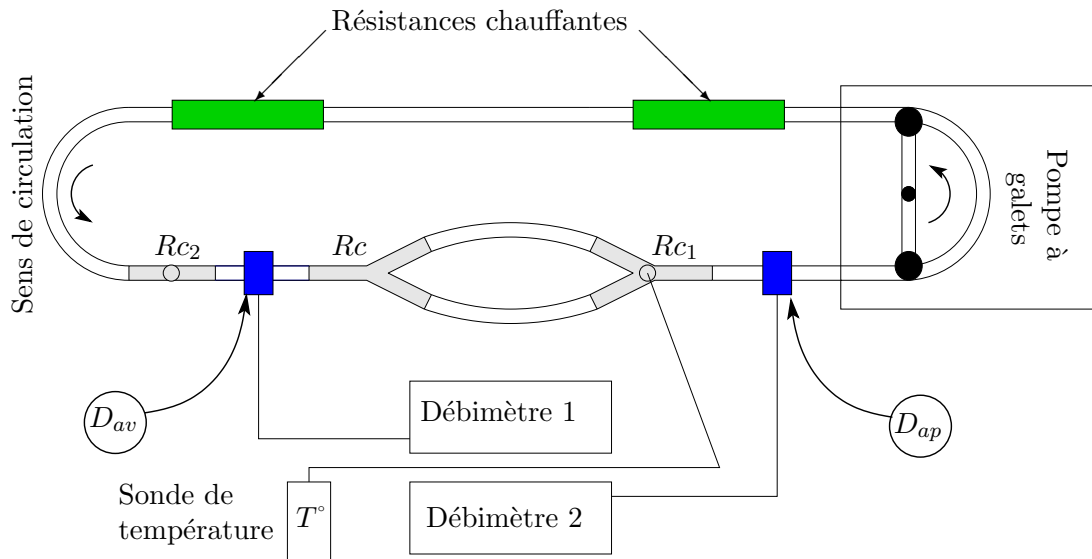


FIG. 4.7 – Modèle expérimental de CEC pour la production contrôlée de caillots de sang

Les actionneurs PIVERT sont positionnés sur le raccord  $Rc$  qui est donc le centre d'intérêt de notre étude. Les raccords avec luer-lock sont équipés d'un robinet à trois voies qui permet de remplir le circuit par l'intermédiaire de seringues. Les tuyaux employés sont héparinés (Jostra - Marquet Cardiopulmonary AG) afin que la coagulation ne se produise que dans les zones prévues. Il n'y a ainsi aucune activation engendrée par le contact de la surface des tuyaux avec le sang. Précisons qu'il n'existe pas d'échange d'héparine entre le tuyau et le sang avec ce type de

<sup>(13)</sup> Raccord comprenant un orifice sur la partie supérieure permettant de fixer des robinets pour introduire une substance dans le circuit fermé

matériel (vérifié lors de manipulation). La pompe à galets génère un débit pulsé qui est réglé à  $1\text{ L/min}$  avec une occlusivité complète. Afin d'éviter tout effet de mobilisation des caillots lorsque les galets compriment le tuyau, l'occlusivité est réglée pour obtenir un débit de  $0,3\text{ L/min}$ , soit une occlusivité de 30 %. Le débit est mesuré à deux niveaux : avant le raccord en Y  $Rc$  étudié ( $D_{av}$ ) et après le raccord en Y  $Rc_1$  ( $D_{ap}$ ). Les systèmes de chauffage sont constitués d'une structure cylindrique en aluminium sur laquelle est bobiné un fil résistif. Ces résistances sont alimentées par une tension continue. La chaleur dégagée par effet Joule est transmise par convection au sang et le maintient à une température d'environ  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$  (mesure de la température avec un thermocouple au niveau du raccord  $Rc_2$ ). La totalité du circuit est maintenue dans un plan horizontal (FIGURE 4.8).

Le sang utilisé pour les manipulations est prélevé sur des cochons. En effet, l'utilisation de sang humain n'étant pas envisageable au stade actuel des investigations, nos expériences ont été jumelées avec les séances de travaux pratiques de l'Ecole de Chirurgie de l'APHP effectuées sur des cochons. L'animal présente des caractéristiques relativement proches de celle de l'homme, s'agissant en particulier de son système cardiovasculaire.

Après la pose d'un cathéter au niveau de la veine jugulaire, le sang est prélevé avec deux seringues de  $50\text{ mL}$  puis transvasé dans le circuit.

Lors de la mise en place du protocole expérimental, l'utilisation de certain matériel ne permettait pas d'obtenir des caillots dans des temps acceptables, et masquait même parfois totalement le phénomène. Cela a permis de bien distinguer les types de raccords favorisant ou non la coagulation. La FIGURE 4.9 propose deux photographies des raccords en Y, après des manipulations sans actionneurs, illustrant cette différence. Les raccords au bas de la photographie correspondent à la divergence du circuit, donc au raccord en Y étudié. Les raccords du haut correspondent à la confluence. Nous pouvons constater, dans un premier temps, que pour les deux exemples, les raccords confluent ne présentent pas de caillots sanguins, ce qui confirme notre définition des zones favorisant la coagulation. La deuxième remarque concerne la formation du caillot dans les branches divergentes du raccord étudié. La coagulation apparaît bien juste après la divergence dans la zone définie par notre étude fluidique. Les branches sont en majeure partie obturées par le caillot formé durant la phase d'arrêt de l'ensemble du circuit.

#### 4.4.1.2 Eléments de comparaison

Les relevés effectués pendant les manipulations correspondent aux temps que met le sang pour former un caillot dans le raccord en Y. Le temps de coagulation est déterminé lorsque le débit mesuré est inférieur à  $0,09\text{ L/min}$ . Rappelons que



- |                         |                         |                     |
|-------------------------|-------------------------|---------------------|
| ① Oscilloscope          | ④ Alimentation continue | ⑧ Pompe à galets    |
| ① GBF                   | ⑤ Sonde de débit        | ⑨ Actionneur PIVERT |
| ② Alimentation linéaire | ⑥ Système chauffant     |                     |
| ③ Console du débitmètre | ⑦ Sonde de température  |                     |

FIG. 4.8 – Photographie du modèle de CEC et du dispositif expérimental



(a) Pas de caillots



(b) Présence de caillots

FIG. 4.9 – Exemples de raccords en Y sujets ou non à la coagulation du sang

notre objectif est de retarder le phénomène de coagulation, ce qui se traduit par une augmentation du temps nécessaire à l'annulation du débit mesuré.

Le sang, en tant que matière organique active, est caractérisé de manière générale par un bilan coagulo-lytique qui permet de déterminer différents facteurs de la coagulation. Dans notre cas, la thromboélastographie est la seule caractérisation utilisée. Cette technique permet d'explorer les phénomènes intervenant dans la

coagulation sanguine, plus particulièrement l'aspect temporel ainsi que les qualités dynamiques et mécaniques du caillot [For01, Val03, Bal00, Pri03]. En pratique, le Thromboélastographe est un appareil semblable au viscosimètre de Couette. Le résultat est présenté sous la forme d'un graphique appelé thromboélastogramme (TEG), comme illustré sur la FIG. 4.10. La courbe est tracée sur une feuille qui se déplace à la vitesse de  $2 \text{ mm/min}$ , l'axe des abscisses est gradué en millimètre et correspond à un temps. L'exploitation du relevé permet de définir les paramètres suivant :

- $r$  : temps requis pour le début de la formation du caillot ; il représente le taux de formation initiale de fibrine (compris normalement entre 15 et 30  $\text{mm}$ ) ;
- $k$  : temps séparant le début de la formation du caillot d'un niveau pré-établi de viscosité du caillot d'une amplitude de 20  $\text{mm}$  ; il est le résultat de l'accumulation et de la réticulation de fibrine (compris normalement entre 6 et 12  $\text{mm}$ ) ;
- $\alpha$  : angle de séparation calculé entre les tangentes correspondant à la vitesse de croissance des caillots (compris normalement entre 50 et 60 °) ;
- $AM$  : amplitude maximale, distance maximale entre les tangentes mesurant la force des caillots, elle est fonction des propriétés dynamiques de la fibrine et des plaquettes (comprise normalement entre 50 et 60  $\text{mm}$ ).

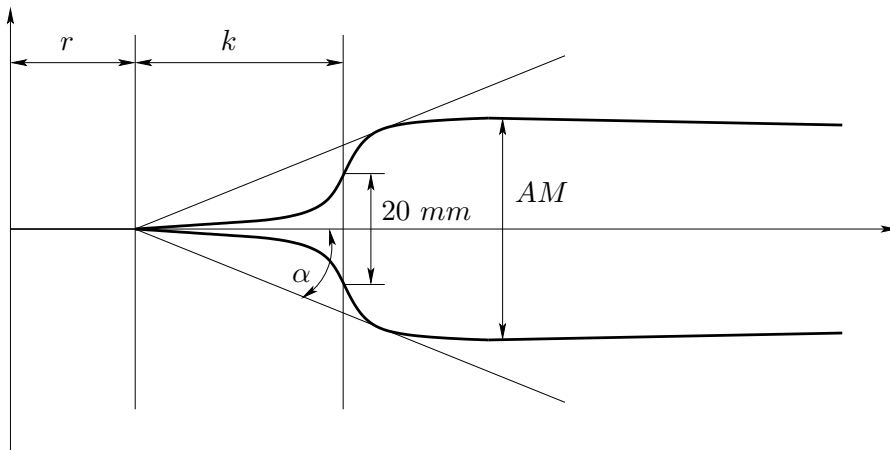


FIG. 4.10 – Courbe d'un TEG

La mesure des paramètres  $r$ ,  $k$  et  $AM$  permettent de déterminer un paramètre appelé indice du potentiel thrombodynamique <sup>(14)</sup> noté  $IPT$ . Il relie les caractéristiques structurales avec la période de formation d'un caillot. Il permet ainsi de classer les individus par niveau d'anticoagulation : hypocoagulation structurale ( $< 5$ ), normocoagulation ( $[5, 10]$ ), hypercoagulation structurale ( $> 12$ ). Ce paramètre est celui qui est retenu pour déterminer le taux d'activité du sang dans les

<sup>(14)</sup> Thrombodynamic Potential Index (TPI)

différentes manipulations. L'indice  $IPT$  est donné par la formule suivante :

$$IPT = \frac{\varepsilon}{k} \quad (4.1)$$

où

$$\varepsilon = \frac{100 \cdot AM}{100 - AM}$$

est appelé coefficient de visco-élasticité.

Retenons que plus la valeur de l' $IPT$  est grande, plus le temps de coagulation est court (sang très actif). Inversement, plus l' $IPT$  est petit, plus le temps de coagulation est long (sang peu actif).

Pour résumer, une manipulation est caractérisée par un couple [temps de coagulation, valeur d' $IPT$  associé]. Cette association est importante pour la raison suivante : si du sang est prélevé sur un même cochon mais à deux moments différents, par exemple le premier après que le cochon soit endormi et le second quelques heures plus tard, les  $IPT$  correspondants peuvent avoir des valeurs très différentes du fait qu'entre ces deux instants, le cochon a pu subir des "agressions" extérieures (causées par les élèves chirurgiens!). Celles-ci favorisent l'activation du sang par réaction qui devient donc plus sujet à des coagulations rapides.

## 4.4.2 Expériences in situ avec les actionneurs PIVERT

### 4.4.2.1 Relevés expérimentaux

#### 4.4.2.2 Manipulations sans actionneur

Les manipulations présentées dans cette section ont pour but de créer une base de données sur les temps de formation de caillots en fonction des  $IPT$ . Ces résultats serviront de référence pour les études avec actionneurs. Nous pourrions ainsi conclure sur la pertinence des manipulations réalisées avec actionneurs en comparant les écarts observés entre les données présentées ci-dessous et celles obtenues avec actionneur.

A titre d'exemple, la FIGURE 4.11 présente deux relevés typiques (débit avant et après le raccord, température du sang) pour un sang ayant un  $IPT$  de 27 et un autre de 83. Il est remarquable de voir la différence notable entre les temps de coagulation relevés pour ces deux essais (83 *min* pour le premier et 24 *min* pour le second). Cet exemple montre l'importance de la caractérisation du sang et surtout de son taux d'activité, caractérisé ici par l'indice du potentiel thrombodynamique. A noter que les écarts qui apparaissent entre les débits sont dus à un défaut présent sur une des sondes de débit. Cette différence est présente dans toutes les manipulations mais n'a aucun impact sur notre étude.

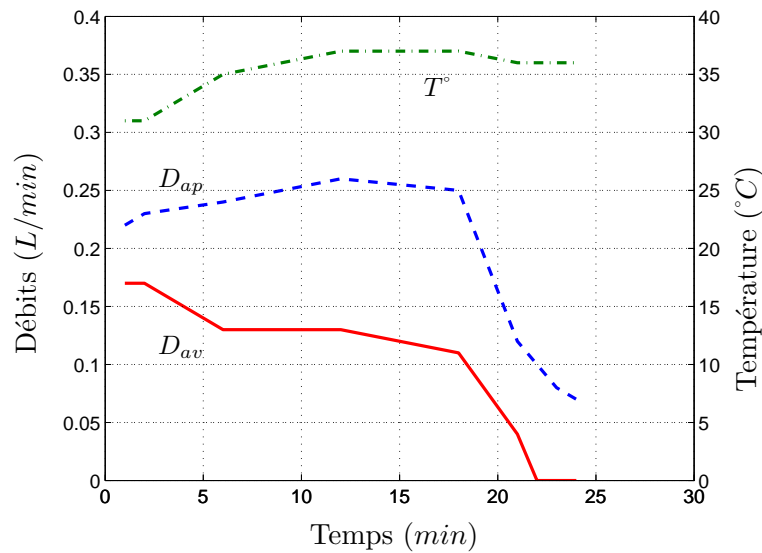
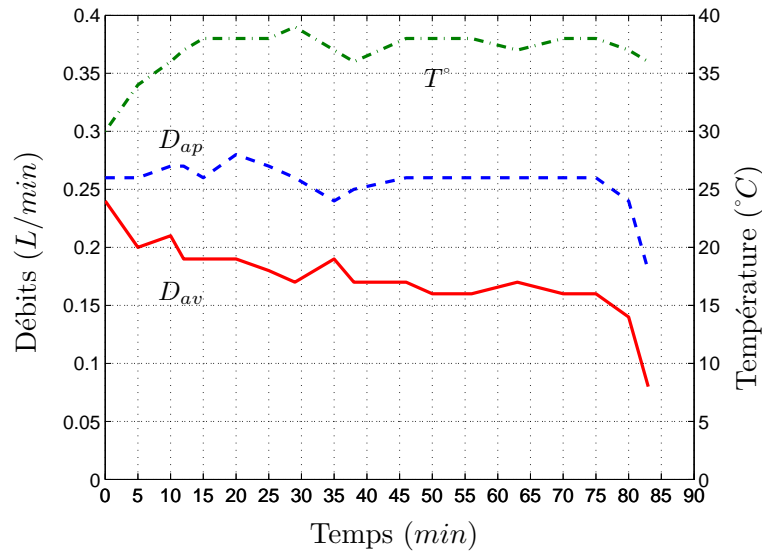


FIG. 4.11 – Exemple de relevé pour des manipulations sans actionneur

Les manipulations sans actionneur sont divisées en deux groupes. Le premier, nommé Bilan 1, concerne les premières séances d'essais où une faible dose d'héparine ( $0,5 \text{ U/mL}$ ) était injectée dans les seringues permettant de prélever le sang. L'utilisation d'héparine évitait la coagulation du sang durant le trajet entre le bloc opératoire où sont placés les cochons et notre salle de manipulation. Il s'est avéré par la suite que l'héparine n'était pas nécessaire. Ainsi pour le deuxième groupe de manipulation sans actionneur (Bilan 2), aucun anticoagulant n'est utilisé, condition qui consolide le modèle de formation de caillots mis en place. L'ensemble des relevés est répertorié dans le TABLEAU 4.1 où le temps de coagulation est noté  $t_c$ .

Manip.	Paramètres du TEG				Temps
	$r$ (mm)	$k$ (mm)	$AM$ (mm)	$IPT$	$t_c$ (min)
<b>Bilan 1</b>					
1	9	-	-	27	83
2	7	-	-	50	32
3	9	-	-	66,5	43
4	9	-	-	93	24
5	11	-	-	26	40
6	5	-	-	46	35
<b>Bilan 2</b>					
1	3	-	-	40,6	48
2	6	-	-	48	30
3	11	-	-	36	44
4	6	-	-	69	15
5	11	3	53	37,6	55
6	6	2	53	56,5	18
7	6	2	55	61	22
8	8	3	56	42,3	35
9	5	2	62	81,6	35
10	13	3	64	59,3	133
11	10	2	72	128,7	35
12	7	2	68	106	28
13	6	2	63	85	8

TAB. 4.1 – Mesures pour les manipulations sans actionneur

#### 4.4.2.3 Manipulations avec les actionneurs

Plusieurs campagnes d'essais ont été réalisées avec les actionneurs PIVERT. Ces campagnes correspondent à une utilisation bien spécifique des actionneurs tant en terme de configuration que d'amplitude vibratoire et de fréquence. Les mesures ainsi effectuées sont reportées dans le TABLEAU 4.2. Ce tableau présente les  $IPT$ , les temps de coagulation  $t_c$  ainsi que la configuration d'actionneur employé, la fréquence d'excitation  $f$  et la vitesse vibratoire  $\dot{u}$  associée.

Les manipulations sont définies comme suit :

- **Bilan 3** : actionneur PIVERT 1 utilisé en régime quasi-statique (100 Hz) pour une tension d'alimentation de 100 V,

Manip.	Paramètres du TEG				Temps	Actionneur		
	$r$ (mm)	$k$ (mm)	$AM$ (mm)	$IPT$	$t_c$ (min)	Nom	$f$ (Hz)	$\dot{u}$ (mm/s)
Bilan 3								
1	8	-	-	78	34	PIVERT 1	100	2.31
2	67	-	-	1,38	120		100	2.31
3	11	-	-	27	95		100	2.31
4	7	-	-	78	24		100	2.31
5	5	-	-	48	29		100	2.31
Bilan 4								
1	17	5	58	27,6	12	PIVERT 1	600	528
2	14	3	60	50	18		660	581
3	8	1	74	284	19		650	572
4	6	2	70	116,5	26		650	572
5	7	2	64	89	13		620	545
6	6	2	68	106	11		650	572
7	4	2	69	11	9,5		670	589
8	3	2	67	101,5	11		670	589
9	5	2	65	93	11		640	563
Bilan 5								
1	10	3	53	37,6	66	PIVERT 2	620	105
2	14	4	58	33,5	44		610	103
3	12	3	63	56,6	7		610	103
4	6	3	62	54,3	17		620	105
5	9	2	60	75	31		620	105
6	8	3	64	59,3	25		610	103
7	4	2	63	85	13		620	105
Bilan 6								
1	7	6	49	16	12	PIVERT 2	890	168
2	8	5	53	22,6	17		980	205
3	7,5	5,5	51	19,3	7		950	310
4	7,5	5,5	51	19,3	6		930	237
Bilan 7								
1	10	4	52	27	98	PIVERT 3	640	168
2	11	2	59	72	118		620	163
3	8	2	61	78	80		660	174
4	5	2	64	89	51		650	171

TAB. 4.2 – Mesures pour les manipulations avec actionneur



- **Bilan 4** : actionneur PIVERT 1 utilisé à la première résonance ( $\sim 660 \text{ Hz}$ ) pour une tension d'alimentation de  $100 \text{ V}$ ,
- **Bilan 5** : actionneur PIVERT 2 utilisé à la première résonance ( $\sim 590 \text{ Hz}$ ) pour une tension d'alimentation de  $78 \text{ V}$ ,
- **Bilan 6** : actionneur PIVERT 2 utilisé à la deuxième résonance ( $\sim 850 \text{ Hz}$ ) pour une tension comprise entre  $37$  et  $64 \text{ V}$  (cf. explications ci-dessous),
- **Bilan 7** : actionneur PIVERT 3 utilisé à la première résonance ( $\sim 650 \text{ Hz}$ ) pour une tension d'alimentation de  $80 \text{ V}$ .

Les manipulations du Bilan 6 ont été effectuées pour des tensions d'alimentation différentes car il a été observé, lors des caractérisations effectuées au laboratoire, que le raccord en Y se fendait au niveau de la divergence extérieure en contact avec le mât de butée. Ce problème est lié au contact entre le raccord et le mât qui, semble-t-il, ne s'effectue pas dans des conditions mécaniquement satisfaisantes. En effet, l'angle formé par le mât de butée n'est pas identique à celui du raccord (à quelques degrés près), d'où une flexion des branches divergentes entraînant une fissure. Après plusieurs essais, nous avons pu déterminer une tension limite de  $60 \text{ V}$  pour laquelle le raccord ne se brise plus. Les manipulations ont été réalisées, dans l'ordre, pour une tension de  $37 \text{ V}$ ,  $41 \text{ V}$ ,  $64 \text{ V}$  et  $50 \text{ V}$ . La différence entre les vitesses vibratoires est due à ces différentes valeurs de tension.

Dans certaines configurations, les fréquences de résonance sont légèrement différentes de celles trouvées lors de la caractérisation. Ces écarts sont dus à l'usinage sur les flans du raccord en Y qui n'est jamais parfaitement identiques. Il est fait en sorte que l'épaisseur de la paroi finale soit d'environ  $1 \text{ mm}$ , mais la reproductibilité de cette épaisseur difficilement mesurable reste délicate à obtenir par usinage. Ces changements de structures expliquent les petits écarts observés sur les fréquences de résonance.

La FIGURE 4.12 montrent les actionneurs PIVERT en situation de fonctionnement dans le modèle de CEC.

#### 4.4.2.4 Exploitation des résultats

Si nous représentons les résultats acquis lors des manipulations sur un graphique où sont reportés en abscisse les indices d' $IPT$  et en ordonnées les temps de coagulation  $t_c$ , nous obtenons les nuages de points présentés sur la FIGURE 4.13. Sous cette forme, la lecture de ce graphique n'est pas évidente. Les nuages de points se chevauchent et aucune conclusion ne semble pouvoir être tirée pour l'instant.

Afin de rendre ces résultats plus exploitables, une interpolation des points de mesures associés à chaque manipulation a été effectuée. Pour cela, une courbe des

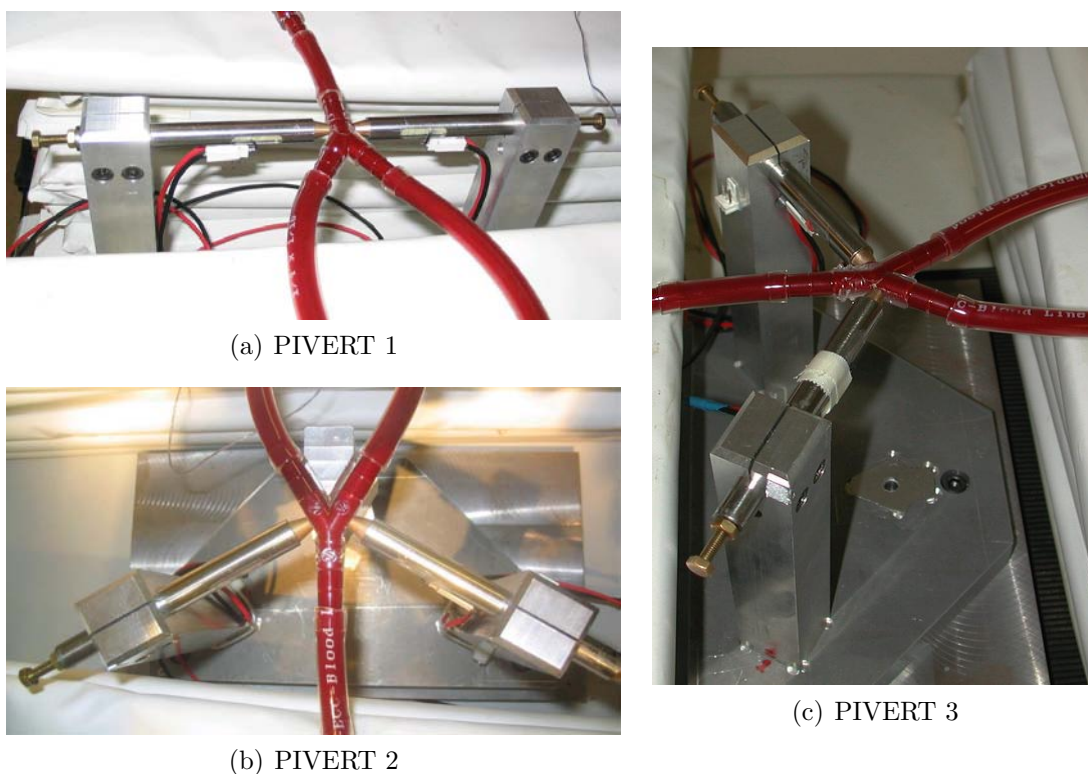


FIG. 4.12 – Photographies des actionneurs dans le modèle de CEC

tendances de type puissance ( $y = a.x^b$ ) est calculé pour tous les bilans à l'aide du logiciel EXCEL. Par cette démarche, nous ne cherchons pas à établir un modèle comportemental précis de la variation du temps de coagulation en fonction du paramètre  $IPT$ , mais plutôt une courbe qui soit l'image de la variation des points mesurés. La lecture du graphique comportant les points de mesures et les courbes de tendance devient alors plus parlante. Précisons qu'aucune relation entre le temps de coagulation et l'indice  $IPT$  n'a pas pu être trouvée dans la littérature.

Les interpolations sont illustrées sur la FIGURE 4.14. A titre d'information, le TABLEAU 4.3 donne les valeurs des paramètres des courbes en puissance ainsi que le résultat de calcul statistique portant sur le coefficient de corrélation  $r$ , le coefficient de détermination  $r^2$  et l'erreur standard  $S$ .

La plupart des coefficients de corrélations sont supérieurs ou égaux à 0,5 ce qui correspond à une approximation moyenne. Dans notre situation, ces ordres de grandeurs paraissent tout à fait acceptables. Seule la courbe des tendances du Bilan 6 donne un coefficient de l'ordre de 0,3. Compte tenu du nombre de points et de la faible variation de ceux-ci, cette interpolation est seulement prise en compte dans le domaine de variation des points de mesures.

Les courbes de tendances reflètent, dans la majorité des cas, une évolution logique du temps de coagulation. Les  $IPT$  faibles sont associés à des temps

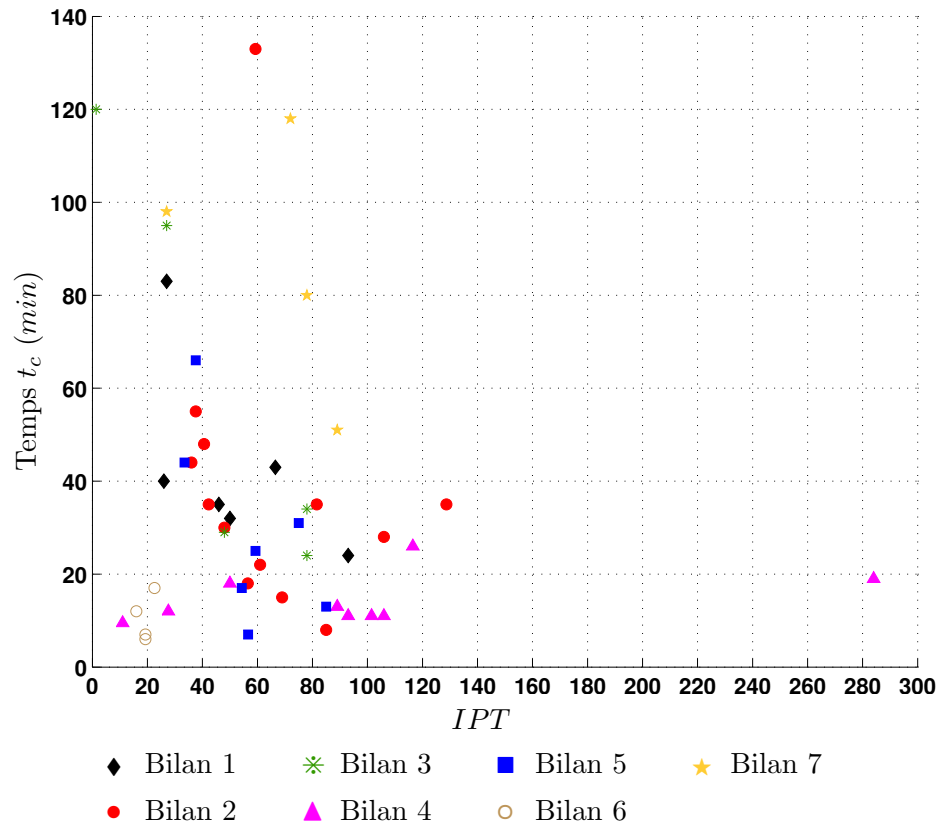


FIG. 4.13 – Tracé des points de mesures de toutes les manipulations

	$a$	$b$	$r$	$r^2$	$S$
Bilan 1	385,45	-0,5932	0,65	0,42	17,6
Bilan 2	347,93	-0,5876	0,593	0,352	36,2
Bilan 3	156,13	-0,3605	0,801	0,642	30,4
Bilan 4	6,4929	0,1761	0,439	0,19	5,2
Bilan 5	4572	-1,3217	0,685	0,469	18,3
Bilan 6	0,8828	0,809	0,295	0,0869	5,93
Bilan 7	320,14	-0,3682	0,499	0,249	38,9

TAB. 4.3 – Paramètres statistiques des courbes des tendances par rapport aux mesures

de coagulation longs et inversement. Le choix de la fonction puissance pour les courbes de tendance semble donc satisfaisant.

A ce stade, une première analyse est réalisée pour les manipulations sans actionneur. Le comportement des Bilans 1 et 2 laisse apparaître une faible variation. La présence d'héparine dans les seringues n'a pas eu d'influence sur les essais. Ces deux ensembles de manipulations sont donc réunis pour ne former qu'un seul bilan, nommé Bilan 1', dont le tracé est présenté sur la FIGURE 4.15. Ces mesures

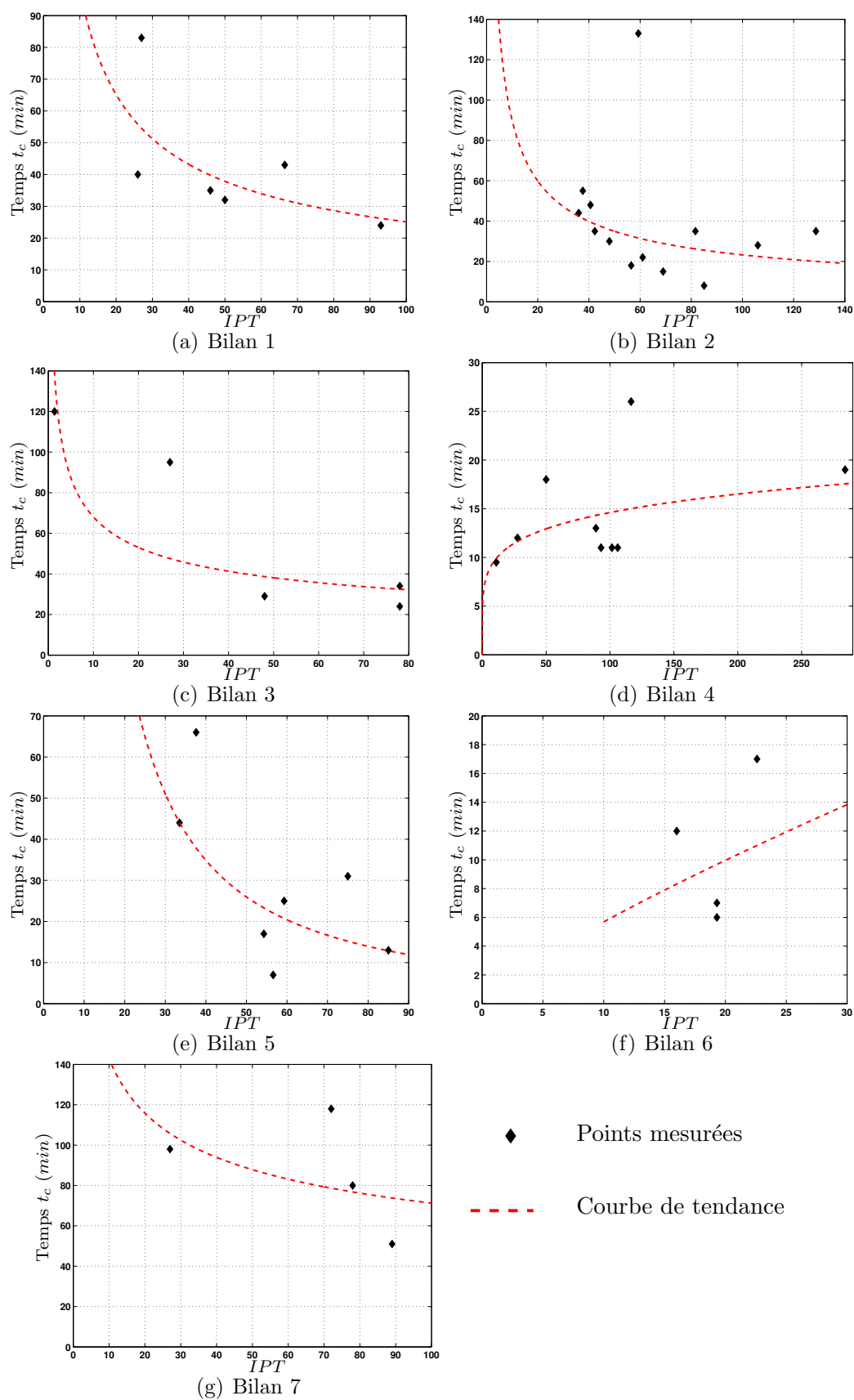


FIG. 4.14 – Tracé des mesures et des interpolations

constituent désormais la base de données qui permet d'effectuer les comparaisons avec les manipulations avec actionneur.

Les paramètres de la courbe de tendance du Bilan 1' sont :  $a = 398,58$  et  $b = -0,6151$ . Les paramètres statistiques associés sont :  $r = 0,561$ ,  $r^2 = 0,315$  et  $S = 31,7$ . Ces derniers sont encore assez satisfaisants pour notre analyse finale.

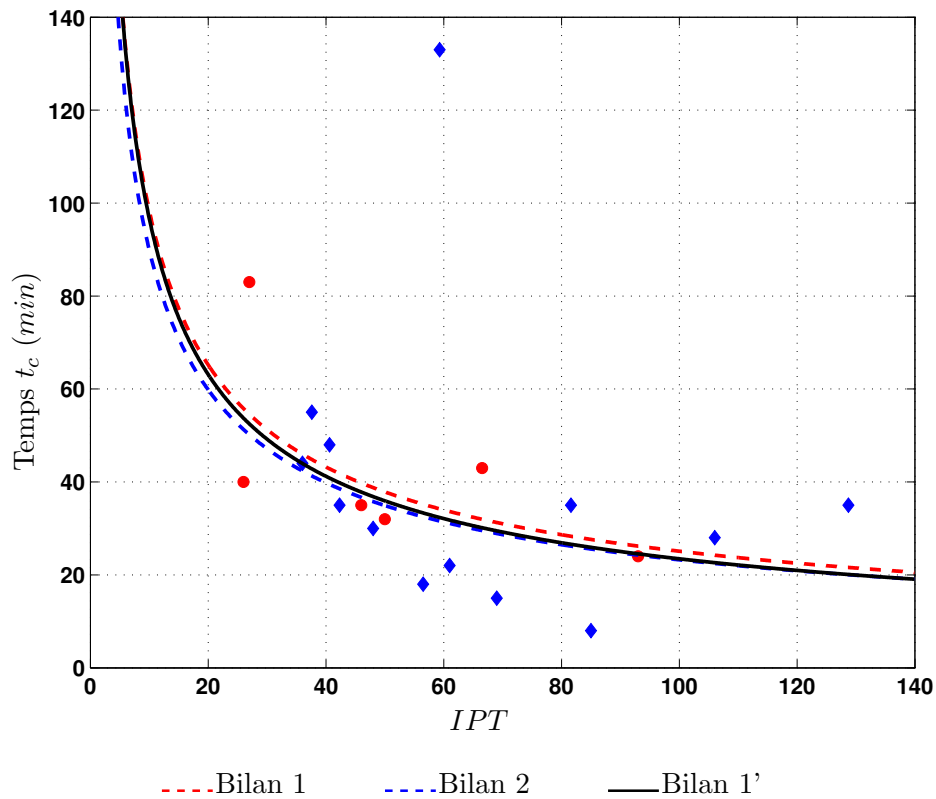


FIG. 4.15 – Rassemblement des manipulations sans actionneur

#### 4.4.2.5 Analyse des résultats

A l'aide de l'ensemble des résultats expérimentaux disponibles, l'influence des actionneurs peut être analysée objectivement. En prenant le Bilan 1' comme référence, les conclusions seront formulées en deux étapes : une analyse générale avec les valeurs moyennes des différents paramètres, suivi d'une étude plus détaillée des mesures et courbes des tendances.

La première analyse est réalisée sur les valeurs moyennes et les écarts-types de chaque bilan. Cette approche permet d'avoir une première idée, sur un plan global, de l'influence des actionneurs. Les résultats des calculs sont présentés dans le TABLEAU 4.4.

	$t_c$ (min)		$IPT$	
	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type
<b>Bilan 1 :</b>	43,29	18,99	51,42	25,42
<b>Bilan 2 :</b>	38,92	31,24	65,51	28,19
<b>Bilan 1' :</b>	40,45	27,11	61,06	27,47
<b>Bilan 3 :</b>	60,40	44,04	46,48	33,18
<b>Bilan 4 :</b>	14,35	8,86	97,62	79,02
<b>Bilan 5 :</b>	30	22,77	57,33	18,48
<b>Bilan 6 :</b>	10,5	5,07	19,3	2,69
<b>Bilan 7 :</b>	86,75	28,44	66,5	27,65

TAB. 4.4 – Moyennes et écarts-types des différents regroupements de manipulations

Les tracés des valeurs moyennes sous forme d'histogrammes sont présentés sur la FIGURE 4.16. Les premiers constats que nous pouvons tirer sont les suivants :

- **Bilan 3 :** l' $IPT$  moyen est légèrement inférieur à celui du Bilan 1', le fait d'avoir un temps de coagulation légèrement supérieur s'inscrit dans la logique d'essais sans actionneur. Il semblerait donc que l'actionneur PIVERT 1 en utilisation quasi-statique n'ait aucune influence sur le temps de coagulation.
- **Bilan 4 :** il est difficile de porter un jugement d'après ce graphique sur ces essais. La valeur moyenne de l' $IPT$  étant très élevée, aucune conclusion ne sera portée pour l'instant.
- **Bilan 5 :** ces manipulations présentent un  $IPT$  moyen, proche de celui du Bilan 1', mais le temps de coagulation moyen est inférieur d'environ 10 min. L'actionneur PIVERT 2 alimenté à la première résonance semble favoriser légèrement la formation de caillots.
- **Bilan 6 :** il présente un  $IPT$  plutôt faible, d'environ 20, ce qui s'accompagne normalement d'un temps de coagulation long. Avec un temps moyen d'environ 10 min, l'actionneur PIVERT 2 excité à la deuxième résonance donne l'impression de favoriser pleinement la formation de caillots de sang.
- **Bilan 7 :** l' $IPT$  moyen associé est d'environ 65. Etant légèrement supérieur à celui du Bilan 1', les temps de coagulation devraient être plus courts. Il est remarquable de voir que, pour l'actionneur PIVERT 3, le temps moyen de coagulation est supérieur au temps des essais sans actionneur, avec un ordre de grandeur non négligeable car environ égal à 45 min. Ces essais sont peut-être les plus prometteurs, et laisse à croire que la configuration de l'actionneur PIVERT 3 est la plus appropriée pour augmenter le temps de coagulation du sang.

La deuxième analyse est effectuée sur le tracé des nuages de points et des courbes de tendances présentées sur la FIGURE 4.17.

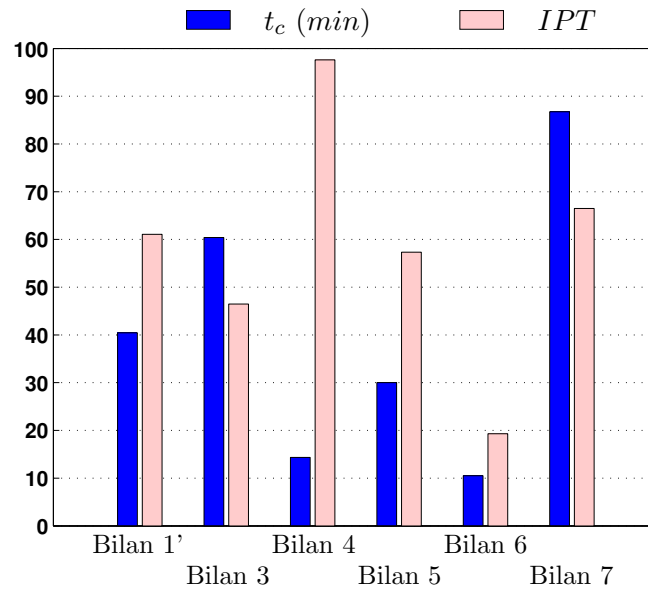
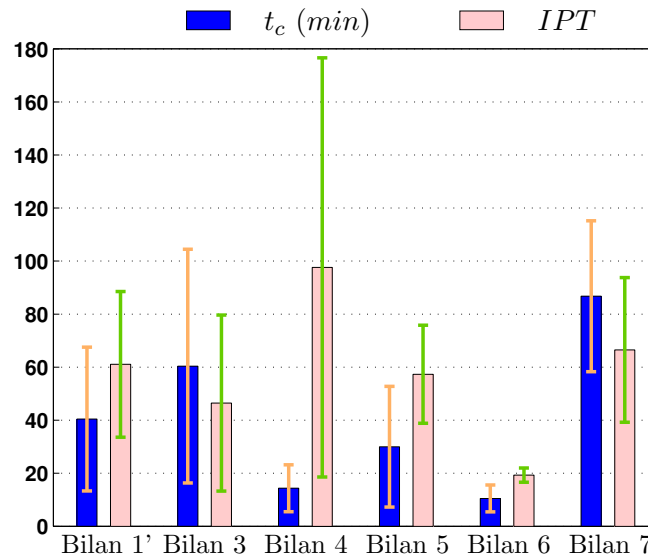
(a) Moyennes des  $t_c$  et  $IPT$ (b) Moyennes et écarts-types des  $t_c$  et  $IPT$ 

FIG. 4.16 – Histogramme des moyennes et écarts-types des manipulations

La conclusion précédemment formulée pour le Bilan 3 s'avère confirmée par ce dernier tracé. Trois points sur cinq sont confondus avec le nuage de points formé par le Bilan 1'. De plus, la variation de la courbe de tendance suit celle des manipulations sans actionneur. Il est donc légitime de conclure à l'inefficacité de l'actionneur PIVERT 1 dans une utilisation en régime quasi-statique (fréquence d'alimentation de 100  $Hz$ ).

Pour le Bilan 4, la FIGURE 4.17 nous donne une information supplémentaire. Le comportement pour les  $IPT$  élevés ( $> 80$ ) n'a pas été perturbé, les temps de

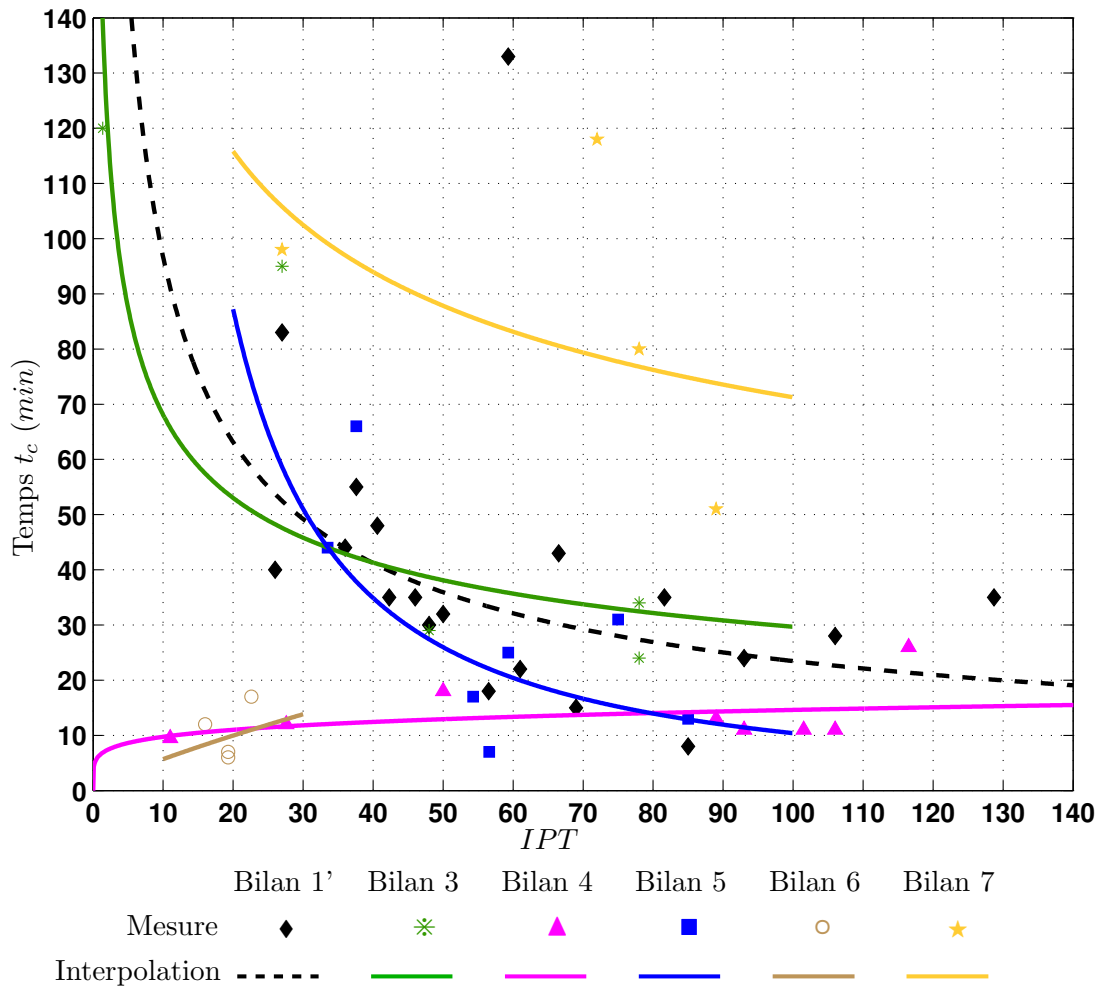


FIG. 4.17 – Comparaison des mesures et courbes des tendances de toutes les manipulations

coagulations sont toujours aussi faibles ( $< 20 \text{ min}$ ). Si nous observons les temps pour les  $IPT$  plus faibles ( $< 60$ ), il apparaît que ces temps sont restés très courts ( $\sim 10 \text{ min}$ ). Nous pouvons donc conclure que, lorsque l'actionneur PIVERT 1 est alimenté à sa fréquence de résonance, la formation de caillots de sang est favorisée.

Lors d'essais réalisés au laboratoire avec les particules de fer stagnantes dans le raccord, nous avons remarqué que, en fonctionnement à la résonance, les particules se dispersaient suivant l'axe des actionneurs mais aussi autour de la zone d'impact des actionneurs, conséquence de la propagation des vibrations générées dans le fluide. Le phénomène ainsi visualisé, ne permet pas de ralentir la formation de caillots comme nous l'avions imaginé, mais la favorise au contraire.

Le Bilan 5, qui correspond à l'actionneur PIVERT 2 excité à sa première résonance, ne semble pas marquer d'influence particulière. Les temps de coagulation restent proche de ceux du Bilan 1', avec pour certains des temps légèrement inférieurs. De plus, l'interpolation de ces manipulations est située en dessous de



la courbe étalon. Il y a donc un effet visant à favoriser la coagulation, certes peu prononcé, mais existant.

Le nombre d'essais réalisés avec l'actionneur PIVERT 2 pour le second mode de résonance, formant le Bilan 6, est faible. Seulement quatre essais ont suffi pour démontrer que l'actionneur favorise la coagulation du sang. Les points, qui ont une valeur d' $IPT$  d'environ 20, ont tous des temps qui sont inférieurs à 20 *min*, ce qui, bien sûr, ne va pas dans la logique de variation.

Cependant, deux remarques sont à faire pour cette configuration. La première porte sur des essais réalisés avec le modèle de CEC, ce dernier étant rempli d'eau encensée de fines particules (Kalliroscope) et légèrement colorée. L'utilisation de l'actionneur excité à son second mode de résonance génère des zones "troubles" dans le fluide au niveau des points d'appuis de l'actionneur. Pour des vitesses de fluide faibles, ces zones peuvent être de la taille du diamètre du raccord. Avec des vitesses comme celle du modèle, cette zone se retrouve de plus en plus accolée à la paroi du raccord (FIGURE 4.18).

La deuxième remarque concerne les essais effectués avec le sang de cochon. De manière générale, la formation du caillot dans le raccord se fait en moins de 5 minutes. Nous avons pu constater qu'avec l'actionneur PIVERT 2, les temps de formation du caillot et surtout d'obturation du circuit ont pu être sensiblement prolongés (exemples sur la FIGURE 4.19), jusqu'à des temps compris entre 10 et 15 *min*. Ce phénomène est dû aux perturbations expliquées ci-dessus qui, de manière locale, empêchent l'adhésion du caillot sur la paroi du raccord. En effet, sur les quatre manipulations réalisées, trois raccords ne présentaient pas de caillot dans les branches divergentes. Nous retrouvons alors l'effet utilisé pour le décollement de particules. Notons que l'obturation du circuit se produit au niveau du second raccord en Y (confluence).

La première conclusion pour le Bilan 7, formulée à partir des histogrammes des valeurs moyennes, était déjà positive. La FIGURE 4.17 tend à confirmer cette conclusion. Nous pouvons voir que trois points sur quatre sont positionnés au dessus de l'interpolation du Bilan 1' et que, de plus, ces points n'ont pas de mesures similaires à  $IPT$  équivalent. Les trois manipulations offrant les meilleurs résultats correspondent aux manipulations 2 ( $IPT = 72$ ), 3 ( $IPT = 78$ ) et 4 ( $IPT = 89$ ) qui ont des temps associés respectivement de 118, 80 et 51 *min*. En comparant ces résultats avec l'interpolation du Bilan 1', la différence de temps est d'environ 90 *min* pour la première, 52 *min* pour la deuxième et 25 *min* pour la troisième. Ainsi, la configuration PIVERT 3, permet de retarder le temps de coagulation de 25 à 90 *min* ! Ce sont actuellement les meilleures performances que nous avons pu obtenir.

Retenons finalement que, sur les trois configurations d'actionneur PIVERT,

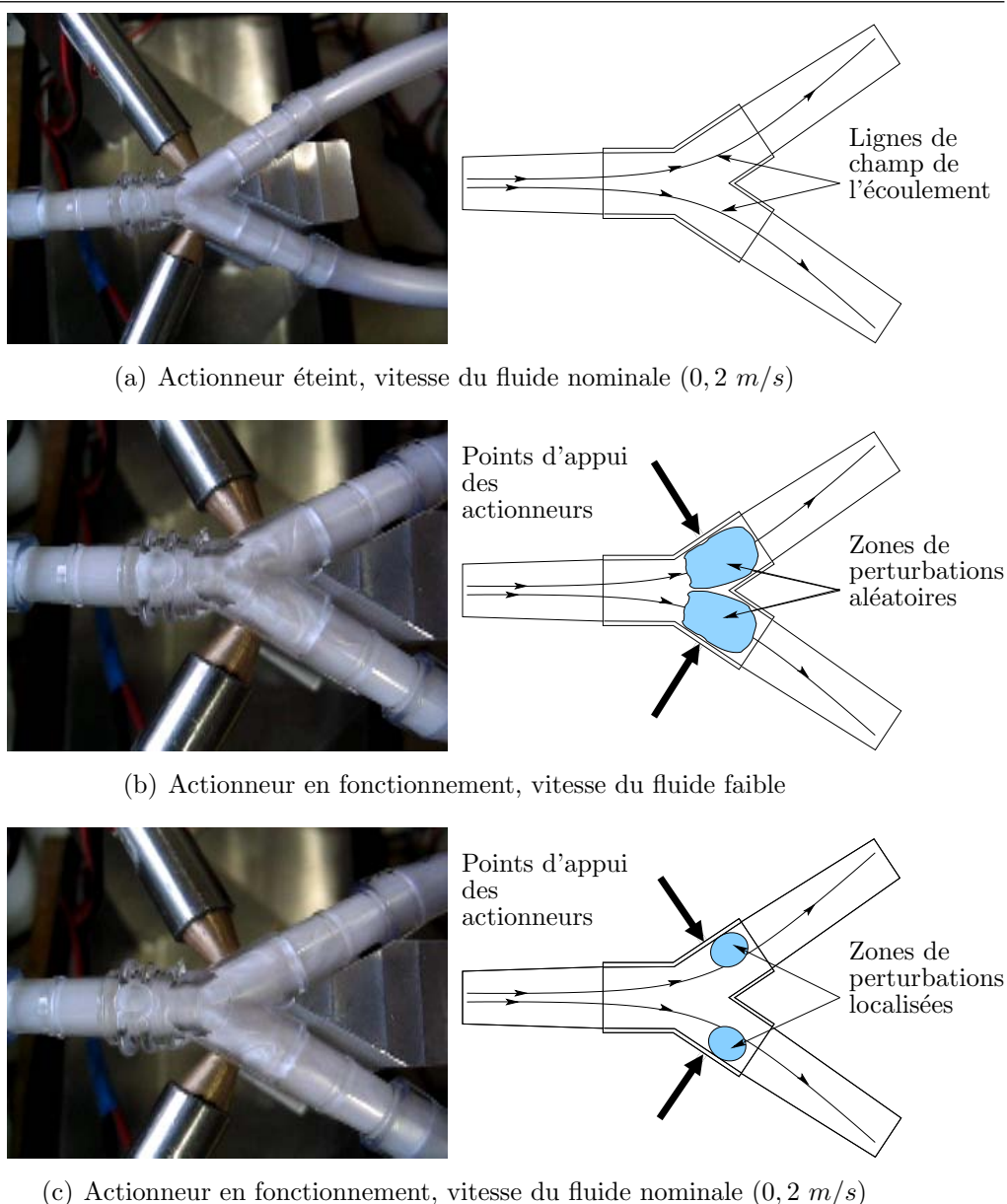


FIG. 4.18 – Génération de perturbation avec l'actionneur PIVERT 2

seule la troisième offre des résultats positifs avec des gains en temps de coagulation qui sont encourageants. Les deux premières versions tendent au contraire à favoriser la formation de caillots. Les perturbations supplémentaires qu'elles injectent dans le fluide en sont vraisemblablement la cause.

## 4.5 Conclusion

Ce dernier chapitre a présenté l'application principale de notre travail qui a pour objectif l'étude de la faisabilité d'une fonction antithrombotique fondée sur la mise en œuvre d'un système électroactif d'activation vibratoire pariétale.

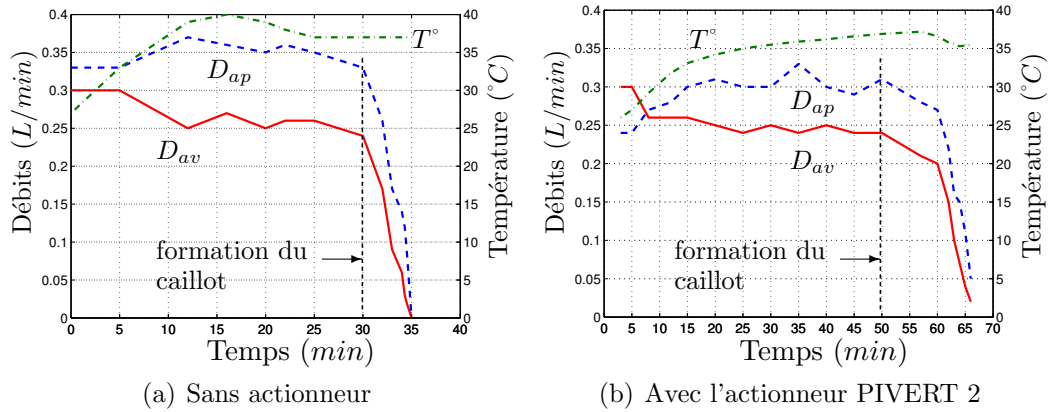


FIG. 4.19 – Exemples de retard dans la chute de débit provoqué par l'actionneur PIVERT 2

Certains patients souffrant de problèmes cardiovasculaires doivent avoir recourt à des systèmes d'assistance circulatoire. L'analyse succincte de cette problématique médicale a permis de dresser un rapide état de l'art des dispositifs permettant de remplacer de manière temporaire la fonction de pompe jouée normalement par le coeur. Il existe ainsi principalement deux familles : les systèmes extracorporels, tels que le Thoratec<sup>TM</sup> et le TandemHeart<sup>TM</sup> et les systèmes intracorporels, tels que le HeartMate<sup>TM</sup> et le Novacor<sup>TM</sup>. Les deux principales technologies d'actionneurs employées sont soit pneumatique, soit électromagnétique.

En chirurgie thoracique et cardiovasculaire, les opérations à coeur ouvert nécessitent l'utilisation de circulation extracorporelle (CEC). Ces dispositifs assurent la continuité de la circulation sanguine et l'oxygénation du sang pendant l'intervention chirurgicale. Ces systèmes entrent également dans le cadre de l'assistance circulatoire.

Les principales caractéristiques du sang ont ensuite été rappelées, tant en termes de composition qu'en ce qui concerne le mécanisme d'hémostase. Ce mécanisme définit l'ensemble des phénomènes qui coopèrent à l'arrêt des saignements et à la prévention de formation de caillots dans les vaisseaux sanguins. L'hémostase est découpée en trois séquences (l'hémostase primaire, l'hémostase secondaire et la fibrinolyse) dont les deux premières correspondent à la coagulation du sang et la troisième à la dégradation du caillot sanguin. Les facteurs déclenchant la formation de caillots ou facteurs hémodynamiques, sont nombreux. Parmi les plus influents, le changement de type d'écoulement du sang (bifurcations, rétrécissements), la présence de zone de stagnation ou de turbulence ainsi que la présence en grande concentration de globules rouges et de plaquettes constituent des éléments déterminants pour notre étude. Ces facteurs établissent un lien

direct avec les études fluidiques présentées dans le Chapitre 2. Le raccord en Y précédemment étudié présentant des zones de faibles vitesses et des turbulences, le choix de cette géométrie s'avère donc parfaitement cohérente avec les objectifs de notre étude.

A l'aide des actionneurs conçus et caractérisés dans le Chapitre 3, l'effet de vibrations injectées au niveau des parois du raccord, sur le temps de coagulation du sang a ainsi pu être analysé expérimentalement.

Le modèle de CEC permettant de reproduire la formation de caillots de sang dans le raccord en Y a tout d'abord été décrit et caractérisé. Ce modèle, constitué d'une pompe à galet, de tuyaux héparinés et de différentes connexions, offre la possibilité de créer une base de données sur les temps de coagulations servant de référence à notre étude. La caractérisation de chaque échantillon de sang utilisé dans les manipulations est réalisé par l'intermédiaire d'un Thromboélastographe qui définit le taux d'activité du sang en termes de l'indice du potentiel thrombo-dynamique (*IPT*).

L'influence des actionneurs PIVERT sur le temps de coagulation, tel qu'il est défini dans notre approche, a été étudié au cours de 5 campagnes d'essai. L'utilisation de l'actionneur PIVERT 1 en régime d'excitation quasi-statique n'a eu aucune influence. A ce stade, l'explication de cette inefficacité tient vraisemblablement à la faible fréquence mise en jeu ( $\sim 100 \text{ Hz}$ ) qui, combiné à une amplitude de déplacement réduite, ne permet pas d'obtenir des vitesses vibratoires d'amplitude suffisante. En revanche, l'actionneur PIVERT 1 excité à son premier mode de résonance, a clairement favorisé la formation de caillots. L'actionneur PIVERT 2 n'a semble-t-il eu aussi aucune influence à son premier mode de résonance mais, excité au niveau du second, il semble avoir aussi favoriser la coagulation du sang. Enfin, l'actionneur PIVERT 3 exploité au niveau de sa première fréquence de résonance ( $\sim 650 \text{ Hz}$ ), a donné les résultats les plus prometteurs. Le temps de coagulation a pu ainsi être retardé pour certains essais de 25 à 90 *min* !

La démarche et le protocole expérimental de ces travaux sont maintenant bien établis. La base de données des manipulations sans actionneur est assez riche pour rendre les résultats présentés dans ce dernier chapitre cohérents et fiables. Les attentes actuelles tournent autour de manipulations supplémentaires avec l'actionneur PIVERT 3 qui, comme nous pouvons le constater, présente les résultats les plus encourageants.

# Conclusion générale

Le travail présenté dans ce mémoire a concerné l'étude de faisabilité d'une fonction électroactive destinée au contrôle d'écoulement dans le domaine de l'assistance circulatoire. La problématique considérée a trait plus particulièrement à la mise au point d'un système antithrombotique actif fondé sur l'injection de vibrations pariétales locales au sein d'un circuit sanguin intra ou extracorporel en vue de limiter le développement de caillots.

Le premier chapitre a proposé un tour d'horizon des différentes familles de matériaux actifs disponibles à ce jour, associé à une analyse non exhaustive de leurs applications, présentes ou à venir, dans le domaine médical.

Ces différentes familles de composés électroactifs ont été classées selon la forme d'énergie utilisée pour contrôler leur transformation de nature "électrique" (céramiques, polymères et co-polymères piézoélectriques, polymères ioniques, matériaux électrostrictifs, fluides électrorhéologiques), "magnétique" (alliages magnétostrictifs, fluides magnétorhéologiques) ou "thermique" (alliages à mémoire de forme). Sur la base de cette analyse préalable, il ressort que les matériaux magnétostrictifs semblent, tout au moins en première approche, plus difficiles à mettre en œuvre dans le contexte médical que leurs homologues piézoélectriques ou électrostrictifs. Cette réalité tient essentiellement, à performance sensiblement équivalente, aux contraintes inhérentes à la mise en œuvre de circuits magnétiques lourds et encombrants comparés à de simples électrodes déposées à la surface des matériaux.

Le tour d'horizon concernant les applications dans le domaine médical a clairement démontré le potentiel d'innovation technologique que représente l'usage des matériaux électroactifs en vue de remplir des fonctionnalités très variées. Des systèmes destinés à administrer des médicaments in vivo jusqu'à la mise au point de nouveaux concepts de micro-pompe, les travaux répertoriés laissent entrevoir un champ d'investigation très prometteur dans le sens de la miniaturisation des systèmes, de l'amélioration des performances et de la facilité d'implantation dans le milieu vivant. Ce potentiel est particulièrement sensible dans le domaine concerné par notre étude, à savoir l'assistance circulatoire électroactive.

Sur la base de cette étude préliminaire, le deuxième chapitre a été consacré à

l'élaboration d'un modèle analytique simplifié permettant de décrire "au premier ordre" l'influence de vibrations pariétales sur un écoulement de fluide chargé de particules.

Après quelques rappels de mécanique des fluides, la première étape de l'étude a consisté à définir une géométrie de référence représentative des phénomènes que l'on cherche à étudier. Grâce à un ensemble de simulations numériques, le choix de cette géométrie s'est porté sur un raccord de type divergent qui favorise en des zones déterminées l'apparition de bulles de recirculation au sein desquelles la vitesse du fluide est inversée et quasiment annulée à certains endroits. Cette annulation de vitesse joue un rôle important dans le phénomène de coagulation tel qu'étudié par la suite.

Sur la base de cette géométrie, l'étude théorique de l'influence de vibrations pariétales sur des particules stagnantes a pu être réalisée. Compte tenu de la complexité du problème physique posé, le modèle développé repose sur un ensemble d'hypothèses simplificatrices relativement lourdes. Celles-ci se justifient cependant par le caractère relativement global de l'analyse que l'on cherche à conduire. Ainsi, ce modèle est directement déduit du bilan des forces agissant sur une particule baignant dans le fluide et soumise conjointement à l'action de l'écoulement et des déplacements imposés à la paroi. Afin de "simuler" l'agrégation de ces particules en un endroit donné, le cas de particule de fer dans de l'eau, piégées dans le champ d'un aimant permanent, a été considéré. La résolution du système d'équations intégrant l'ensemble des forces mises en jeu (pesanteur, force de contact, force magnétique, poussée d'Archimède, force de masse ajoutée, force de traînée, force de lift, force de Tchen) a permis de déterminer, d'une part, la valeur minimale du champ magnétique nécessaire à son immobilisation, et, d'autre part, la condition de décollement de la particule soumise aux vibrations pariétales générées sur la paroi.

Si le modèle élaboré reste volontairement simple au stade actuel de l'étude, il pourrait faire l'objet d'améliorations significatives, s'agissant notamment de la prise en compte d'un champ de vitesse beaucoup plus réaliste que le champ uniforme initialement adopté. C'est néanmoins sous cette forme première que le modèle élaboré sera confronté à l'expérience.

Le troisième chapitre a concerné la conception et la mise en œuvre du système électroactif capable de générer les vibrations de paroi dont l'effet a été précédemment caractérisé. Ce dispositif doit également servir de support expérimental à l'étude ultérieurement menée pour déterminer l'effet de telles vibrations sur la coagulation sanguine.

La définition du cahier des charges élaboré à partir des caractéristiques du circuit de référence choisi a conduit à sélectionner une structure d'actionneur relativement polyvalente fondée sur la mise en œuvre d'actionneurs linéaires multicouches agissant sur le raccord par pincement selon trois configurations

différentes. L'actionneur réalisé (PIVERT) est capable de générer des déplacements en charge de l'ordre de  $100\ \mu\text{m}$  en régime résonant, pour différentes fréquences de travail comprises entre 600 et 1000  $\text{Hz}$ . Après avoir fait l'objet de simulations par élément finis visant à prédéterminer et affiner les caractéristiques du système d'actionnement, les trois configurations d'actionneurs ont été globalement caractérisées à l'aide d'un schéma électrique équivalent. Ce dernier a logiquement servi de référence pour la définition des circuits électroniques d'alimentation et de commande du dispositif.

Grâce au dispositif réalisé, la fonction de décollement d'une particule par déformations pariétales a été validée expérimentalement. Une première étape a concerné la vérification de la condition de décollement établie au Chapitre 2. A cette fin, des particules de fer ont été introduites dans un circuit tubulaire fermé rempli d'eau et actionné par une pompe à galets. Les observations effectuées ont confirmé l'ordre de grandeur des vitesses vibratoires nécessaire à la dispersion des particules retenues par l'aimant dans l'écoulement. Soulignons cependant que ces observations demeurent relativement qualitatives. Une analyse plus poussée de la validité du modèle nécessiterait en effet la mise en œuvre de moyens métrologiques relativement sophistiqués (observation par technique de Particule Image Velocimetry - PIV,...). Néanmoins, le caractère simplifié de cette approche essentiellement mécanique se justifie pleinement au stade actuel de l'étude dont l'enjeu principal concerne la coagulation du sang. Rappelons en effet que ce phénomène complexe repose à l'évidence sur une grande diversité de mécanismes physiques (aspects mécanique, biochimique, électrostatique,...), diversité que l'on ne saurait raisonnablement aborder sans simplifications notoires.

Ainsi, le quatrième et dernier chapitre est consacré à l'étude de faisabilité d'une fonction antithrombotique fondée sur la mise en œuvre du système électroactif précédemment décrit.

Les enjeux d'une telle étude ont tout d'abord été replacés dans le contexte de l'assistance circulatoire. La possibilité de réduire les doses de médicaments requises pour palier la formation de caillots au sein d'un circuit sanguin comportant des éléments artificiels (raccords, valves,...) représente une alternative tout à fait souhaitable dans bien des cas pour le patient.

Compte tenu des propriétés très spécifiques du fluide sanguin, ses principales caractéristiques physiques, de même que les mécanismes responsables de sa coagulation, ont été brièvement rappelés. Parmi ces différents facteurs hémodynamiques, les conditions de l'écoulement jouent un rôle non négligeable, ce qui justifie l'approche adoptée dans la présente étude.

Ainsi, le circuit tubulaire, la géométrie de référence (raccord en Y) et le système d'actionneurs précédemment décrits ont directement servi de base à l'étude expérimentale menée sur le sang. Ce modèle de CEC a tout d'abord été exploité pour créer une base de données définissant les temps de coagulation du

sang en fonction d'un paramètre caractérisant son taux d'activité, l'indice du potentiel thrombodynamique (*IPT*).

L'influence des actionneurs PIVERT sur le temps de coagulation a ainsi fait l'objet de 5 campagnes d'essai réalisés avec du sang prélevé sur des animaux vivants. Ces expérimentations ont été conduites à l'Ecole de Chirurgie de l'APHP. L'analyse de l'ensemble des résultats obtenus démontre différents types de comportements selon le point d'application de la vibration sur le raccord et l'amplitude de la vitesse vibratoire mise en jeu. Dans certaines configurations, le temps de coagulation est réduit sous l'effet d'une activation trop importante du sang. En revanche, lorsque des vibrations d'amplitude moyenne (de l'ordre de  $60\ \mu m$  pour une fréquence de  $650\ Hz$ ) sont appliquées juste en amont de la divergence du raccord en Y, on observe une augmentation significative du temps de coagulation qui tend à démontrer l'efficacité du principe préconisé. Dès lors, si les résultats obtenus sont prometteurs, il s'agit maintenant de confirmer les observations effectuées au travers de nouvelles campagnes d'essai visant à préciser les conditions les plus favorables pour la mise en évidence de l'action antithrombotique recherchée.

En conclusion, bien que reposant sur une approche relativement simplifiée de la physique des phénomènes mis en jeu, la présente étude a permis de démontrer l'influence de vibrations pariétales sur la formation de caillots sanguins au sein d'un circuit d'assistance circulatoire. Certes, les résultats obtenus à ce jour ne constituent qu'une première étape dans l'élaboration d'une solution véritablement applicable au niveau médical. Toutefois, au-delà du caractère opérationnel de la solution préconisée, cette étude met clairement en évidence le bénéfice d'une recherche résolument pluridisciplinaire dans le domaine des matériaux électroactifs. Dès lors, l'enjeu principal d'une telle recherche ne se décline plus simplement en termes "d'application" d'une technologie particulière répondant à un cahier des charges donné, mais concerne plus généralement la mise à jour de fonctions électromécaniques innovantes suscitées par la prise en compte de nouveaux besoins.



# Annexes



# Annexe A

## Equations de la piézoélectricité

Les équations constitutives de la piézoélectricité peuvent être représentées sous quatre forme différentes selon le choix des variables d'entrée et de sortie. Les variables sont les suivantes :

- $\mathbf{S}$  : déformation relative
- $\mathbf{T}$  : contrainte  $[N/m^2]$
- $\mathbf{D}$  : variation du déplacement électrique  $[C/m^2]$
- $\mathbf{E}$  : champ électrique  $[V/m]$

Les vecteurs  $\mathbf{S}$  et  $\mathbf{D}$  sont des variables extensives, les vecteurs  $\mathbf{T}$  et  $\mathbf{E}$  sont des variables intensives.

### Variables $\mathbf{S}$ et $\mathbf{D}$ en fonction de $\mathbf{T}$ et $\mathbf{E}$

$$\begin{cases} \mathbf{S} = [s^E]\mathbf{T} + [d]^t\mathbf{E} \\ \mathbf{D} = [d]\mathbf{T} + [\varepsilon^T]\mathbf{E} \end{cases} \quad (\text{A.1})$$

avec :

- $[s^E]$  : souplesse à champ électrique constant  $[m^2/N]$ ,
- $[d]$  : constante de charge  $[C/N]$  ou  $[m/V]$ ,
- $[\varepsilon^T]$  : permittivité diélectrique à contrainte constante  $[F/m]$ .

### Variables $\mathbf{T}$ et $\mathbf{E}$ en fonction de $\mathbf{S}$ et $\mathbf{D}$

$$\begin{cases} \mathbf{T} = [c^D]\mathbf{S} - [h]^t\mathbf{D} \\ \mathbf{E} = -[h]\mathbf{S} + [\beta^S]\mathbf{D} \end{cases} \quad (\text{A.2})$$

avec :

- $[c^D]$  : rigidité à déplacement électrique constant  $[N/m^2]$ ,

- $[h]$  : constante piézoélectrique  $[N/C]$  ou  $[V/m]$ ,
- $[\beta^S]$  : imperméabilité diélectrique à déformation constante  $[m/F]$ .

## Variables $T$ et $D$ en fonction de $S$ et $E$

$$\begin{cases} T = [c^E]S - [e]^t E \\ D = [e]S + [\varepsilon^S]E \end{cases} \quad (\text{A.3})$$

avec :

- $[c^E]$  : rigidité à déformation constante  $[N/m^2]$ ,
- $[e]$  : constante piézoélectrique  $[C/m^2]$  ou  $[N/m.V]$ ,
- $[\varepsilon^S]$  : permittivité diélectrique à déformation constante  $[F/m]$ .

## Variables $S$ et $E$ en fonction de $T$ et $D$

$$\begin{cases} S = [s^D]T + [g]^t d \\ E = -[g]T + [\varepsilon^T]D \end{cases} \quad (\text{A.4})$$

avec :

- $[s^D]$  : souplesse à déplacement électrique constant  $[m^2/N]$
- $[g]$  : constante de tension  $[m.V/N]$  ou  $[m^2/C]$ ,
- $[\varepsilon^T]$  : imperméabilité diélectrique à contrainte constante  $[m/F]$ .

## Relation entre les différentes constantes mécaniques et électriques

Constantes mécaniques :

$$[c^E] = [s^E]^{-1} \quad (\text{A.5})$$

$$[c^D] = [s^D]^{-1} \quad (\text{A.6})$$

$$[s^D] = [s^E] - [d]^t [\beta^T] [d] \quad (\text{A.7})$$

Constantes diélectriques :

$$[\beta^T] = [\varepsilon^T]^{-1} \quad (\text{A.8})$$

$$[\beta^S] = [\varepsilon^S]^{-1} \quad (\text{A.9})$$

$$[\varepsilon^S] = [\varepsilon^T] - [d][c^E][d]^t \quad (\text{A.10})$$

Constantes piézoélectrique :

$$[g] = [\beta^T][d] \quad (\text{A.11})$$

$$[e] = [d][c^E] \quad (\text{A.12})$$

$$[h] = [\beta^S][e] \quad (\text{A.13})$$

## Définition du coefficient de couplage électromécanique

Ce coefficient traduit l'aptitude du matériau à convertir l'énergie d'une forme électrique à une forme mécanique, et vice versa. Si l'énergie électrique est notée  $W$  et l'énergie mécanique  $W'$ , le coefficient de couplage électromécanique est défini comme :

$$k = \sqrt{\frac{W'}{W}} \quad (\text{A.14})$$

L'identification des trois modes de couplage donne lieu aux expressions des différents coefficients intrinsèques suivant :

Mode longitudinal :

$$k_{33} = \sqrt{\frac{d_{33}^2}{s_{33}^E \varepsilon_{33}^T}} \quad (\text{A.15})$$

Mode transversal :

$$k_{31} = \sqrt{\frac{d_{31}^2}{s_{11}^E \varepsilon_{33}^T}} \quad (\text{A.16})$$

Mode de cisaillement :

$$k_{15} = \sqrt{\frac{d_{15}^2}{s_{44}^E \varepsilon_{11}^T}} \quad (\text{A.17})$$

Dans le cas général d'une structure et d'une déformation quelconque, ces coefficients intrinsèques définissent la limite supérieure du coefficient de couplage effectif  $k_{eff}$  alors mis en jeu.



## Annexe B

### Caractéristique du coefficient de la force de traînée

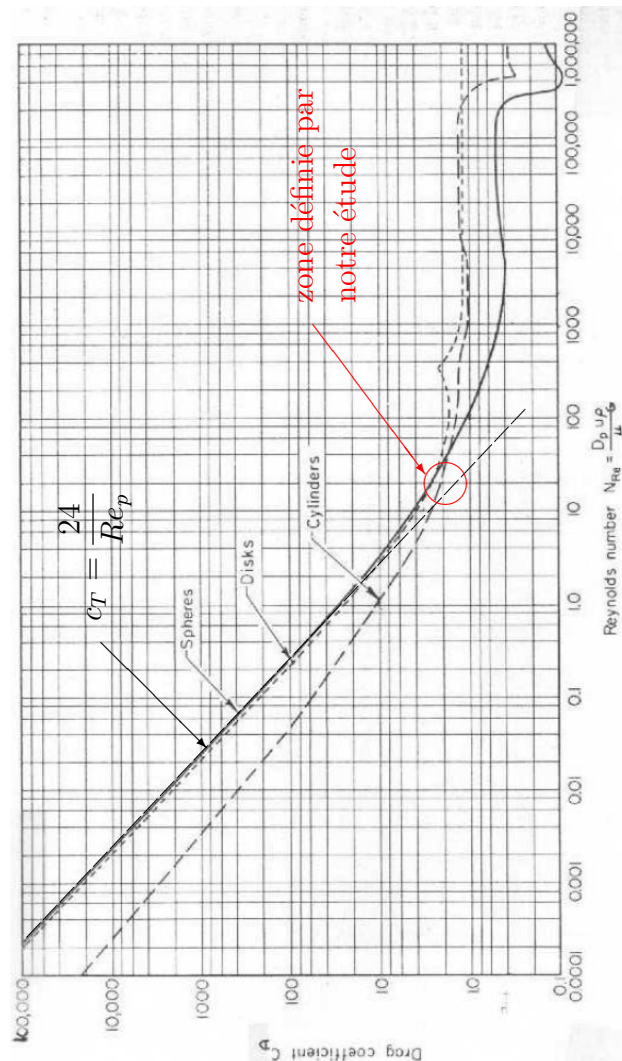


FIG. B.1 – Variation du coefficient de traînée  $c_T$  en fonction du nombre de Reynolds relatif  $Re_p$  pour différentes formes géométriques [Unc]





## Annexe C

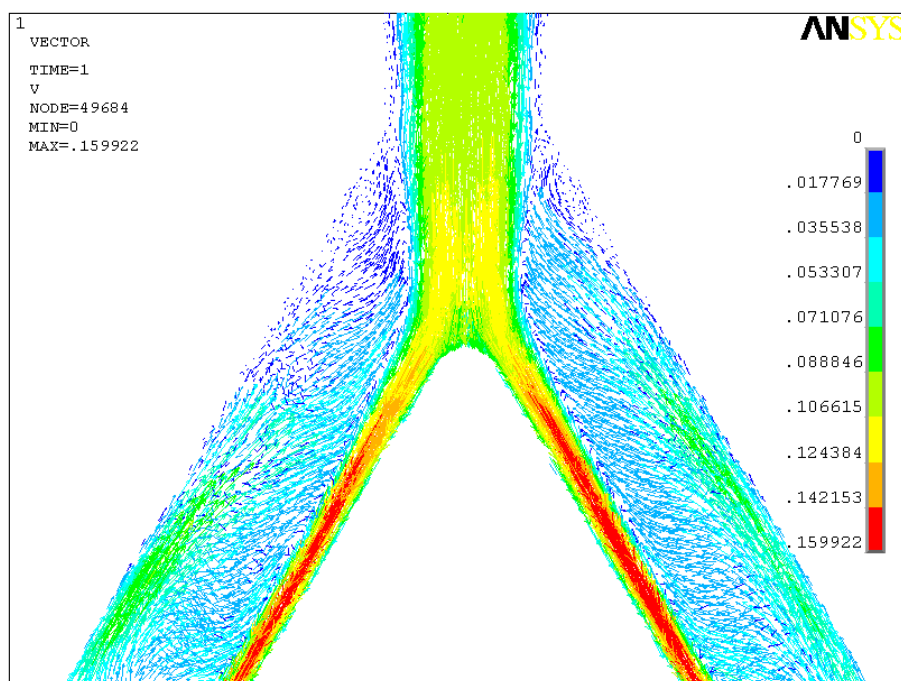
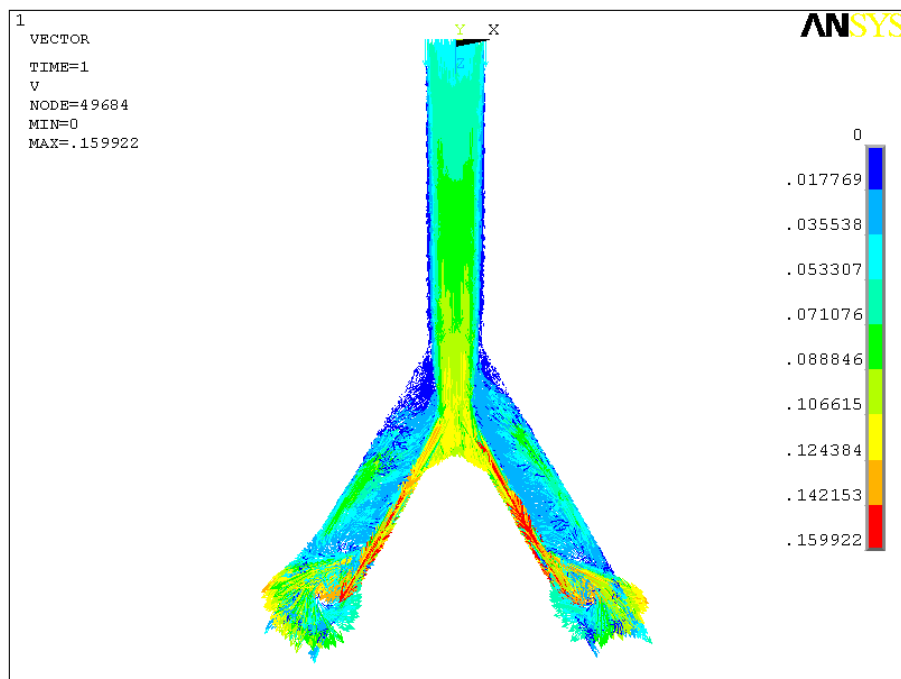
# Simulation de l'écoulement d'un fluide dans le raccord en Y

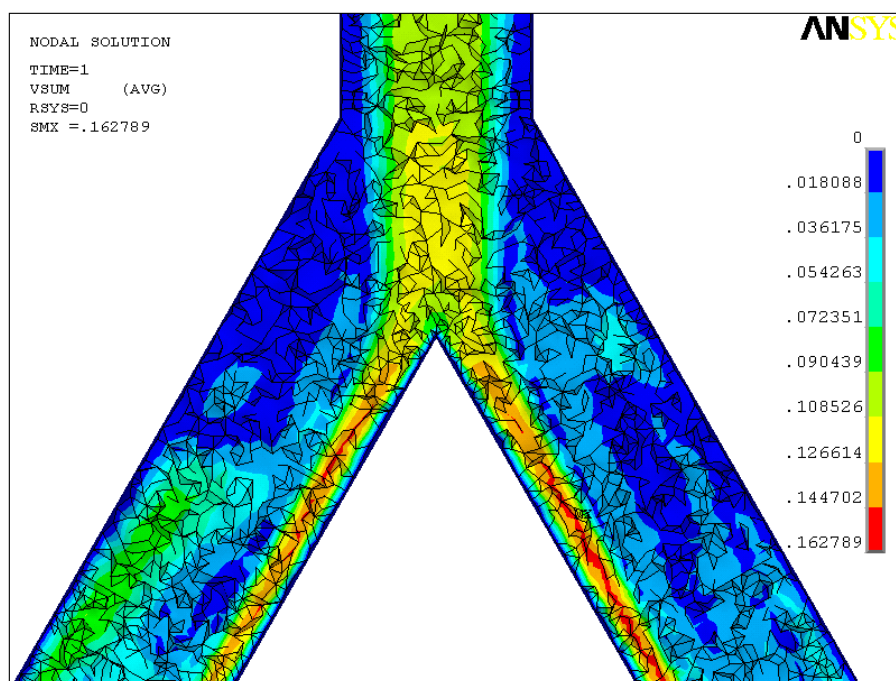
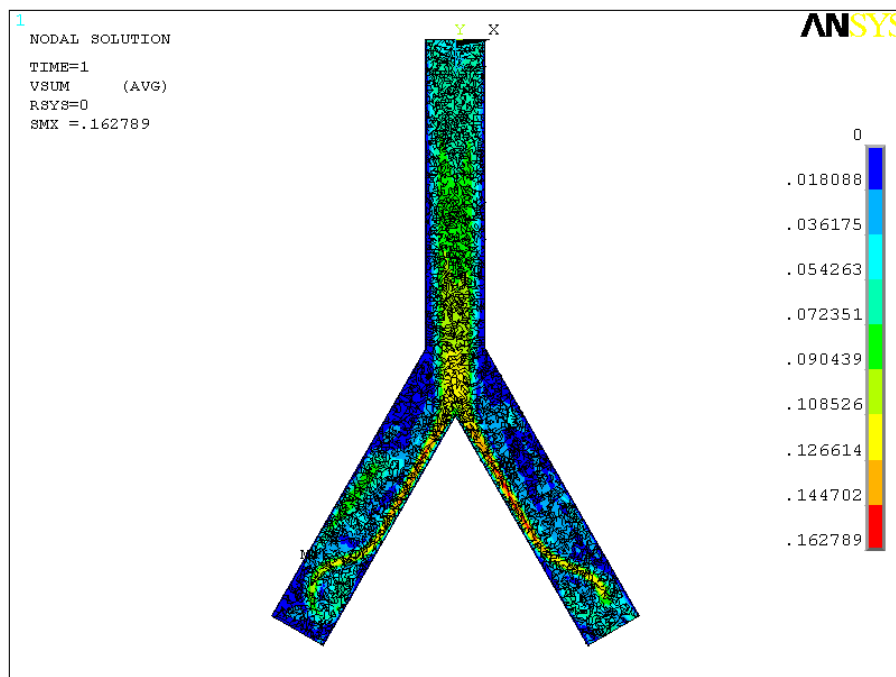
Les simulations présentées dans cet annexe sont identifiées pour la valeur minimale de la vitesse d'entrée du fluide soit  $0.05 \text{ m/s}$  qui correspond au temps  $t = 1 \text{ s}$ .

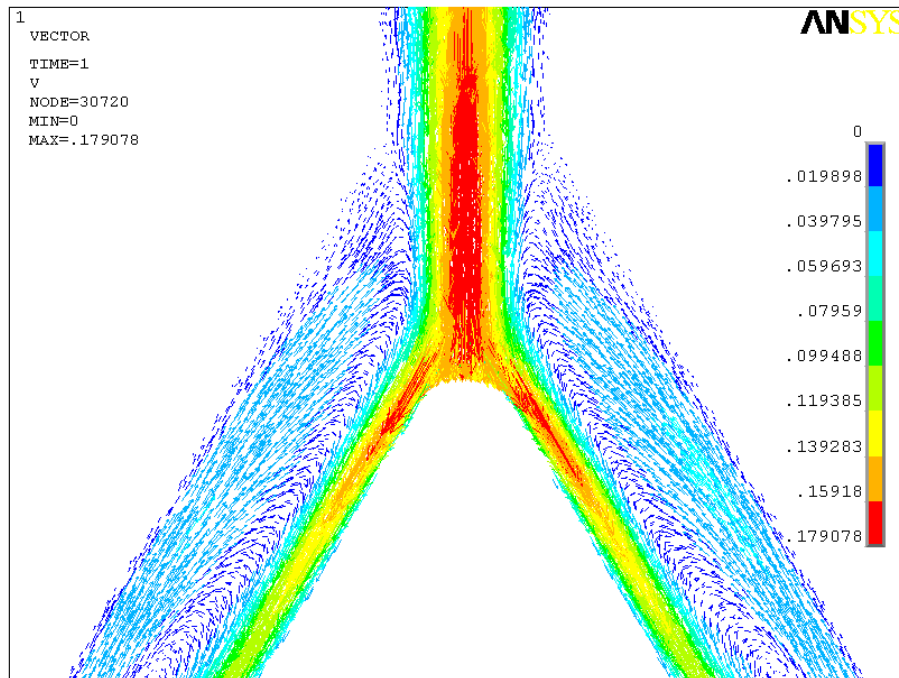
Afin de mieux visualiser le comportement du sang en terme de variation de la viscosité, nous présentons une simulation réalisée pour une vitesse d'entrée constante de valeur  $0.2 \text{ m/s}$ . L'étude est réalisé en dynamique et les figures présentées correspondent au temps  $t = 1 \text{ s}$  où le régime permanent est établi.

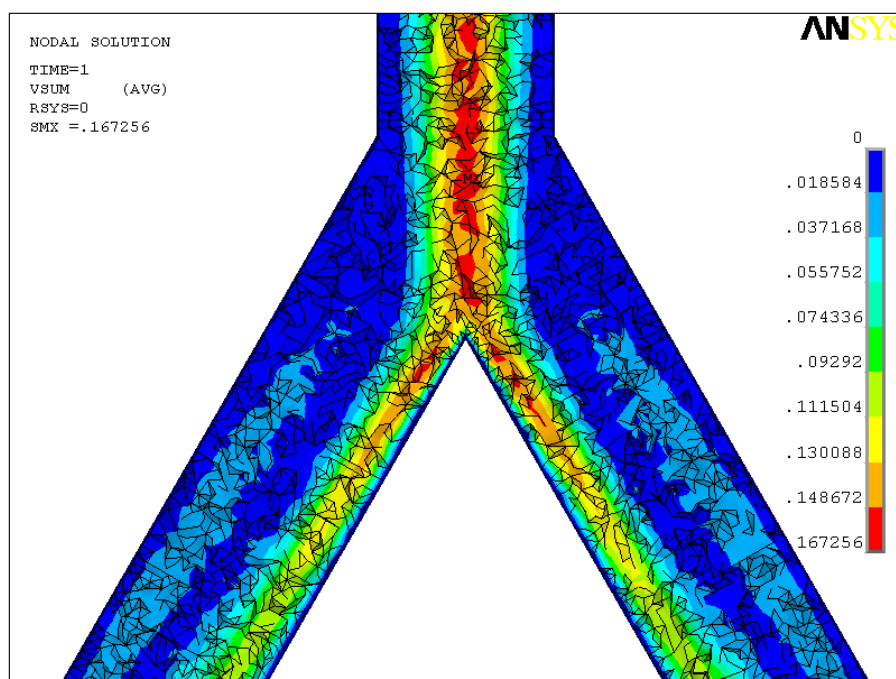
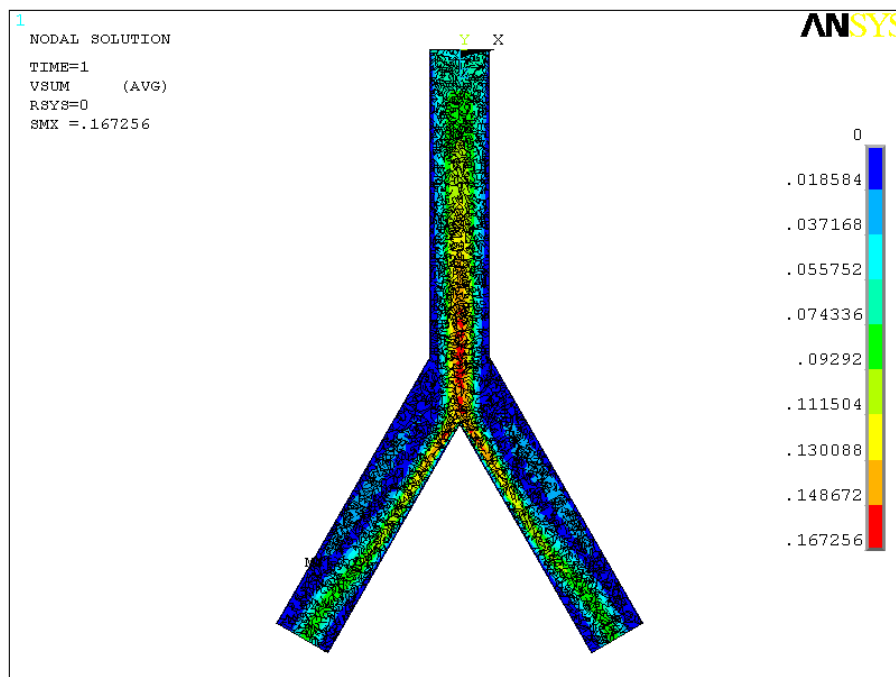
Ecoulement d'eau pour une vitesse d'entrée pulsée	
FIGURE C.1	Vecteurs vitesse de l'écoulement
FIGURE C.2	Contours des vitesses de l'écoulement
Ecoulement de sang pour une vitesse d'entrée pulsée	
FIGURE C.3	Vecteurs vitesse de l'écoulement
FIGURE C.4	Contours des vitesses de l'écoulement
Ecoulement de sang pour une vitesse d'entrée constante	
FIGURE C.5	Vecteurs vitesse de l'écoulement
FIGURE C.6	Contours des vitesses de l'écoulement
FIGURE C.7	Contours de la viscosité du sang

Remarquons que la viscosité est la plus grande dans la zone où le fluide recircule. Ceci est un signe pour le sang d'une grande présence de plaquettes sanguines qui rend cet aspect plus visqueux et peut jouer un rôle important dans la formation de caillots de sang.

FIG. C.1 – Vecteurs vitesse de l'écoulement d'eau pour  $t = 1\text{ s}$

FIG. C.2 – Contours des vitesses de l'écoulement d'eau pour  $t = 1 \text{ s}$

FIG. C.3 – Vecteurs vitesse de l'écoulement de sang pour  $t = 1$  s

FIG. C.4 – Contours des vitesses de l'écoulement de sang pour  $t = 1 \text{ s}$

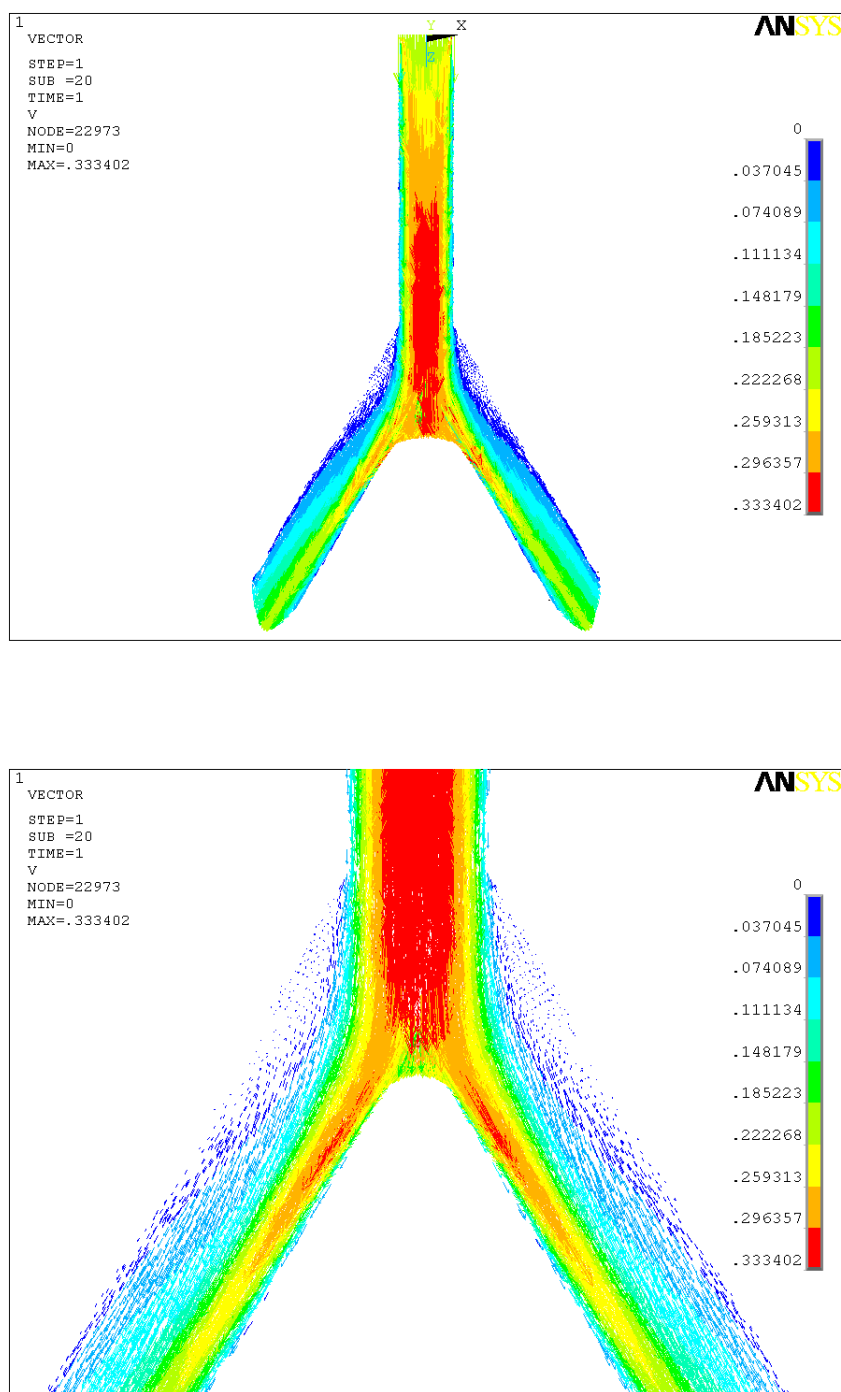


FIG. C.5 – Vecteurs vitesse de l'écoulement de sang pour une vitesse constante de  $0.2 \text{ m/s}$

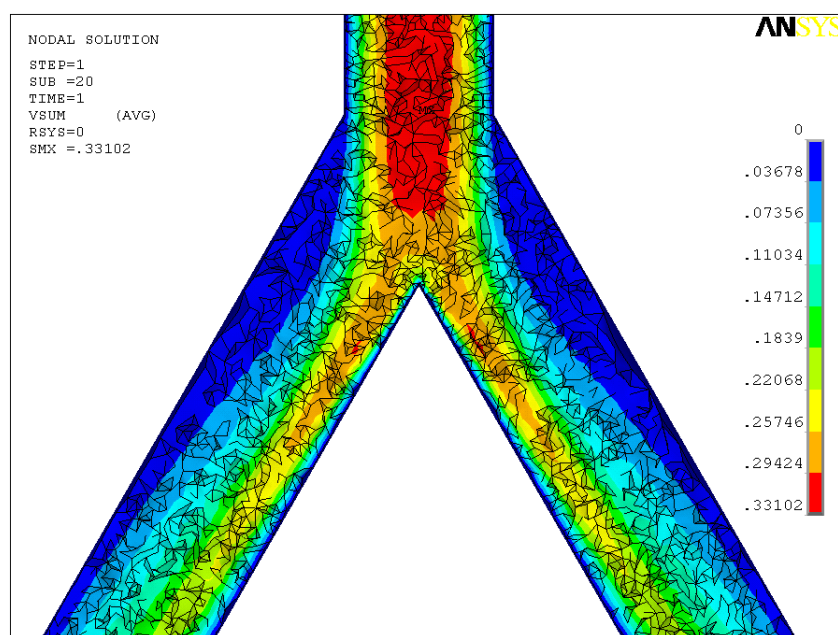
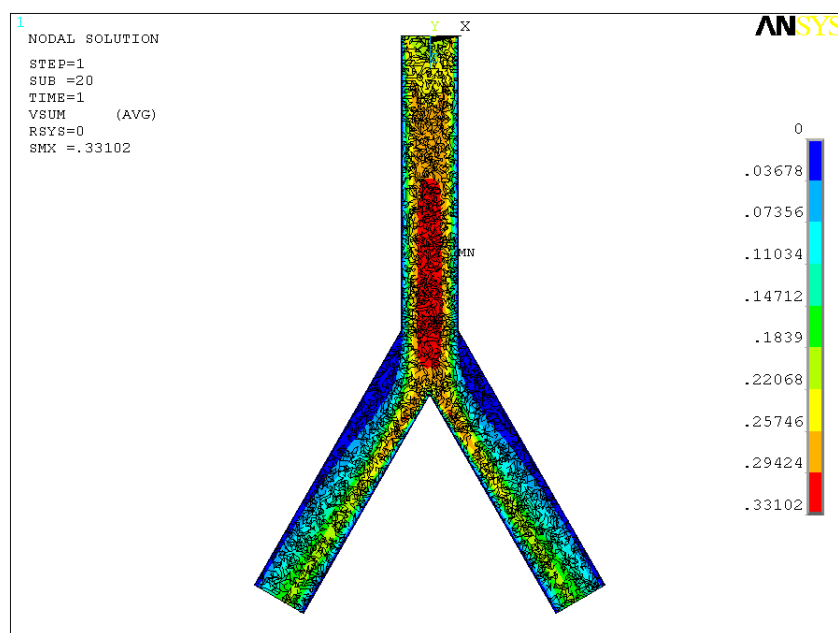
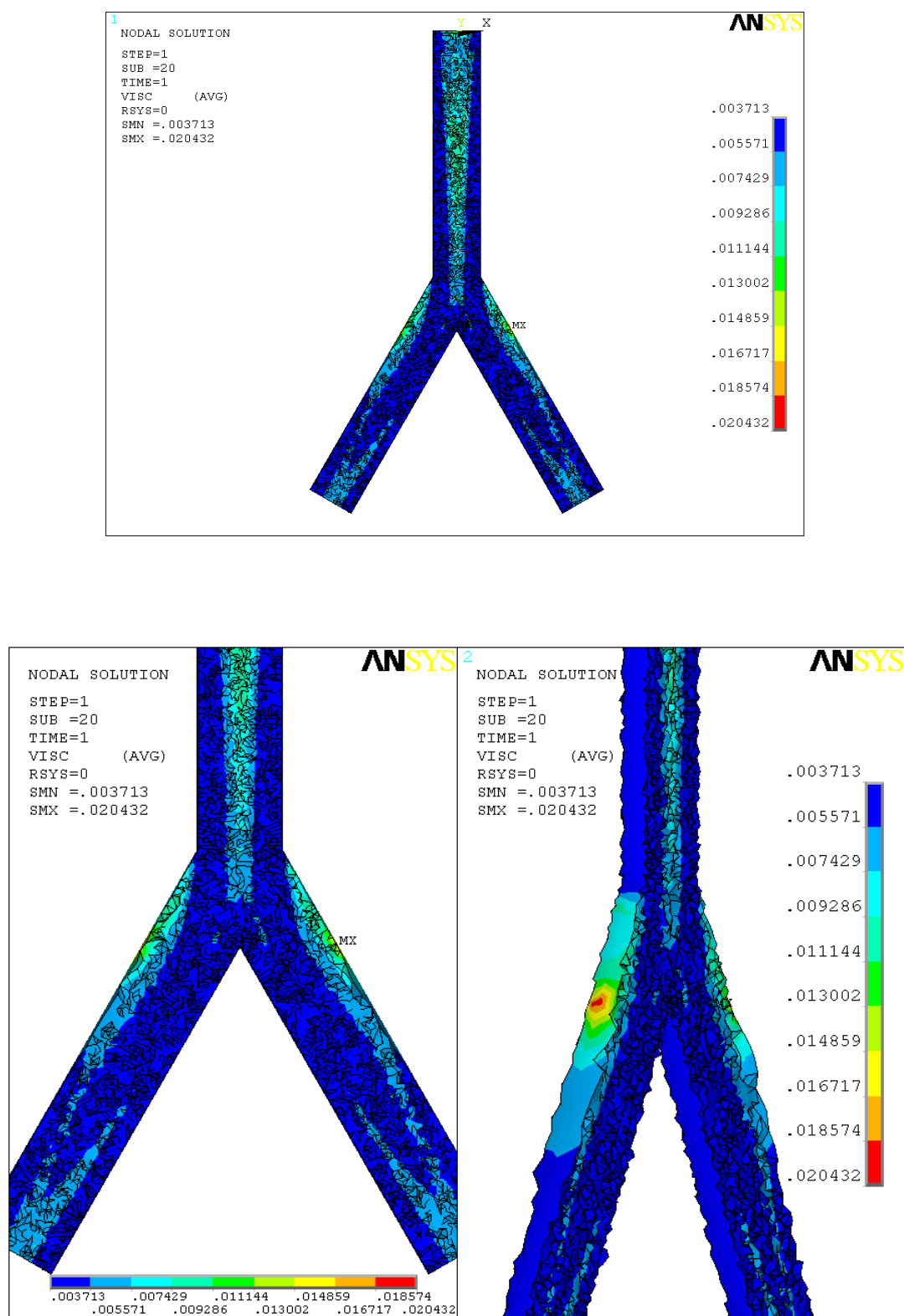


FIG. C.6 – Contours des vitesses de l'écoulement de sang pour une vitesse constante de  $0.2 \text{ m/s}$

FIG. C.7 – Contours de la viscosité du sang pour une vitesse constante de  $0.2 \text{ m/s}$



# Annexe D

## Calcul du champ magnétique minimum immobilisant une particule d'acier réalisé avec MAPLE

### 1-Définition des paramètres et des forces mises en jeu

#### 1-1 Propriétés du fluide

- \* Paramètre de la force de traînée
  - >  $ct := 1/2 :$
  - >  $k := 24 :$
- \* Viscosité cinématique de l'eau en  $m^2/s$ 
  - >  $nuf := 1e-6 :$
- \* Densité de l'eau en  $kg/m^3$ 
  - >  $rof := 1000 :$
- \* Coefficient de la force de masse ajoutée
  - >  $cma := 1/2 :$

#### 1-2 Propriétés de la particule

- \* Densité de l'acier en  $kg/m^3$ 
  - >  $rop := 7500 :$
- \* Diamètre de la particule en  $m$ 
  - >  $dp := 150e-6 :$

\* Masse de la particule en  $kg$   
>  $mp := rop * Pi * dp^3/6 :$

### 1-3 Définition des paramètres

\* Coefficient de la force de masse ajoutée  
>  $ama := cma * rof * Pi * dp^3/6 :$   
 \* Coefficient de la force de traînée  
>  $atr := ct * k * nuf * rof * Pi * dp/4 :$   
 \* Coefficient de la force d'archimède et de pesanteur  
>  $aar := (rof - rop) * Pi * dp^3/6 :$   
 \* Gravité en  $m/s^2$   
>  $g := 9.81 :$   
 \* Coefficient de frottement  
>  $cf := 0.2 :$   
 \* Valeur du temps pour les calculs en  $s$   
>  $tcalc := 0.5 :$

### 1-4 Force magnétique

\* Surface de la particule en  $m^2$   
>  $S := Pi * dp^2/4 :$   
 \* Perméabilité magnétique de l'air en  $H/m$   
>  $mu0 := 4 * Pi * 1e-7 :$   
 \* Force magnétique  
>  $Fb := B^2 * S / (2 * mu0) :$

### 1-5 Vitesse du fluide

\* Vitesse moyenne en  $m/s$   
>  $U0 := 0.2 :$   
 \* Variation de la vitesse en  $m/s$   
>  $dU := 0.15 :$   
 \* Période en  $s$   
>  $T := 1 :$   
 \* Pulsation en  $rad/s$   
>  $w0 := 2 * Pi / T :$   
 \* Vitesse du fluide en  $m/s$   
>  $Uf(t) := U0 - dU * cos(w0 * t) :$

## 2-Équations différentielles des trajectoires selon l'axe $z$ et $y$

```

* Equation selon z
> eqz := (mp + ama) * diff(Zp(t), t, t) + atr * diff(Zp(t), t) =
(ama + atc) * diff(Uf(t), t) + atr * Uf(t) - Rt :
* Equation selon y
> eqy := (mp + ama) * diff(Yp(t), t, t) + atr * diff(Yp(t), t) =
Rn - Fb + aar * g :

```

## 3-Résolution des équations différentielles des trajectoires

```

* Résolution de l'équation en z
> solez := dsolve(eqz, Zp(0) = 0, d(Zp)(0) = 0 :
> solez1 := evalf(rhs(solez)) :
* Tracé de la trajectoire selon z
> plot3d([solez1, 0], t = 0..2, Rt = -1e - 6..1e - 6);:
(se reporter à la FIGURE D.1)
* Résolution de l'équation en y
> soley := dsolve(eqy, Yp(0) = 0, d(Yp)(0) = 0 :
> soley1 := evalf(rhs(soley)) :
* Pour tracer le déplacement en y en fonction de  $B$  et  $Rn$ , nous prenons le
temps où le fluide est maximal soit  $t = 0.5$  s
> t := tcalc :
> soley2 := soley1 :
* Tracé de la trajectoire selon y
> plot3d([soley2, 0], B = 0..0.02, Rt = 0..1.5e - 6);:
(se reporter à la FIGURE D.2)

```

## 4-Détermination de la force de réaction

```

* Temps correspondant à la valeur maximale de la vitesse du fluide
> t := t1 :
> t1 := tcalc :
> seqZ1 := solez1 :
> solution_Rt := solve(seqZ1 = 0, Rt) :
> solution_Rn := solution_Rt/cf :

```

## 5-Calcul du champ magnétique pour immobiliser une particule

### 5-1 Détermination de la relation $Z_p=(B,Rn)$

\* Pour utiliser le solveur intersection de MAPLE, l'équation de *soley1* est transformée en utilisant les paramètres suivant :  $x = B^2$ ,  $y = Rn$

```
> B := sqrt(x) :
> Rn := y :
> t := t2 :
> t2 := tcalc :
> seqy1 := soley1 :
> with(geom3d) :
```

\* Définition des plans et solution de l'intersection

```
> plane(p1, seqy1 = 0, [x, y, z] :
> plane2(p2, z = 0, [x, y, z] :
> intersection(l, p1, p2) :
> solution_intersection := detail(l) :
```

### 5-2 Opérations intermédiaires pour affecter un nom aux différentes solutions de l'équation de la droite d'intersection

```
> ptmp := op(3, solution_intersection) :
> ptmp1 := op(2, ptmp) :
> ptmp2_1 := op(1, ptmp1) :
> ptmp2_2 := op(2, ptmp1) :
> ptmp2_3 := op(3, ptmp1) :
> ptmp3_1 := rhs(ptmp2_1) :
> ptmp3_2 := rhs(ptmp2_2) :
> ptmp3_2_1 := op(1, ptmp3_2) :
> ptmp3_2_2 := op(2, ptmp3_2) :
```

### 5-3 Solution pour le champ magnétique

```
> _t := tcalc :
* Mise en forme de l'équation avec les variables B et Rn
> eqB := Rn1 = ptmp3_2_1 + ptmp3_2_2/ptmp3_1 * B1^2 :
```

```
> Rn1 := solution_Rn :  
> B12 := solve(eqB, B1) :  
* Solution du champ magnétique minimum  
> solution_B := B12[2];
```

*solution\_B := 0.0135*

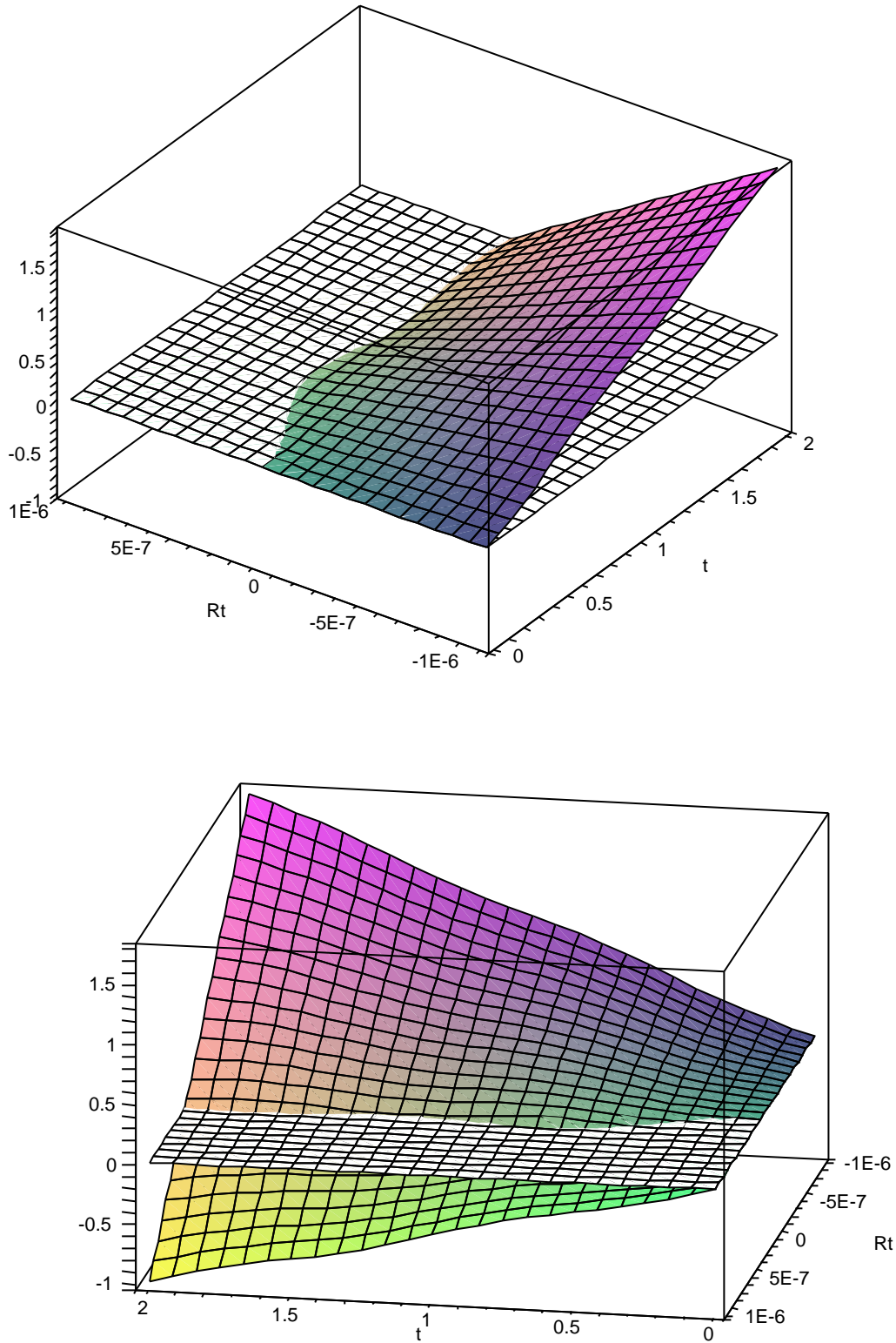


FIG. D.1 – Courbe du déplacement selon l'axe  $z$  en fonction du temps  $t$  et de la force de réaction tangentielle  $R_T$

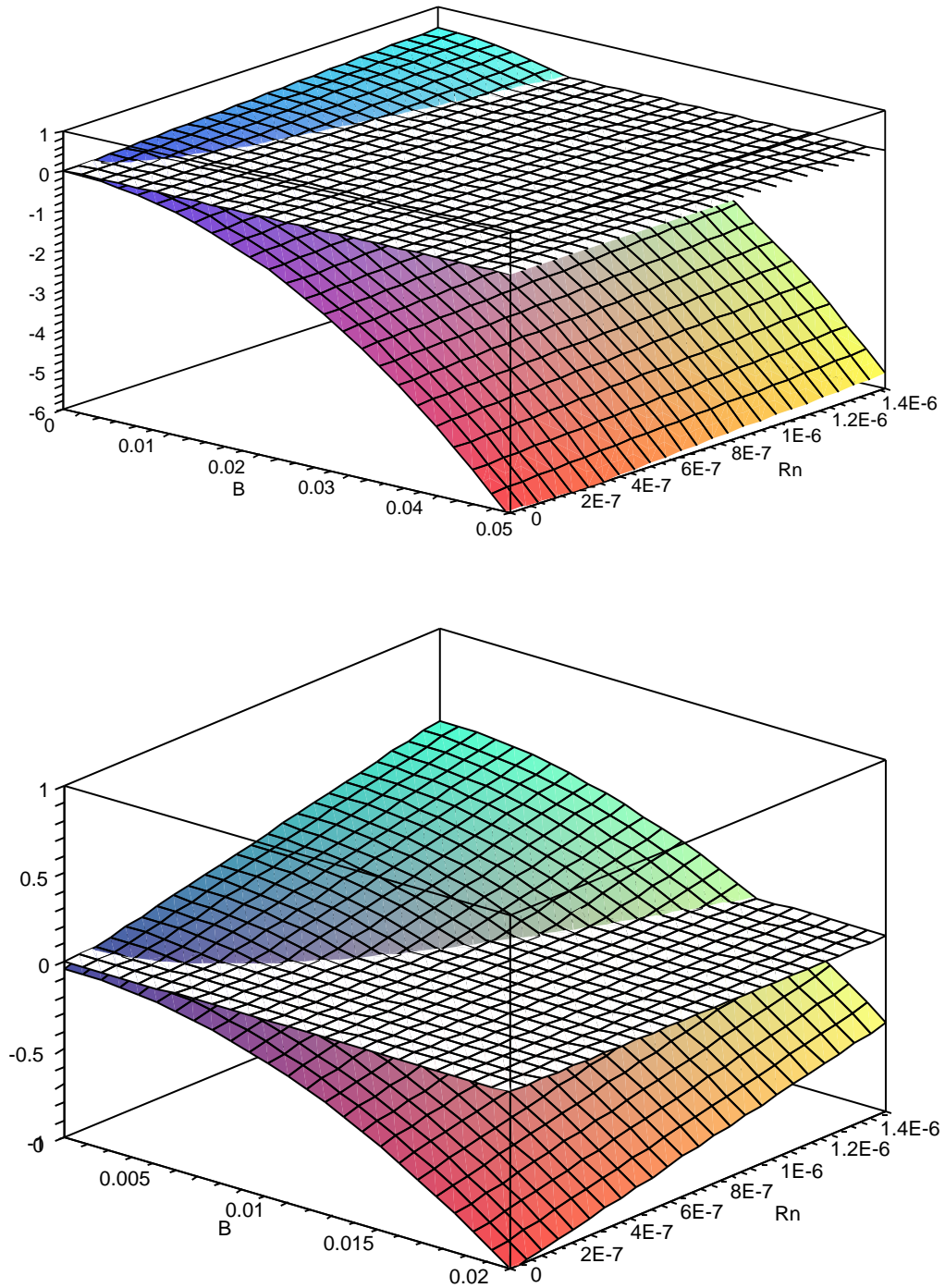


FIG. D.2 – Courbe du déplacement selon l'axe  $y$  en fonction du champ magnétique  $B$  et de la force de réaction normale  $R_N$





## Annexe E

# Propriétés mécaniques, électriques et piézoélectriques des matériaux utilisés

La définition des différentes propriétés des matériaux est nécessaire pour réaliser les simulations sous le logiciel ANSYS. Les caractéristiques mécaniques à définir sont la densité  $\rho$  (en  $kg/m^3$ ), le module de Young  $Y$  (en  $GPa$ ) et le coefficient de Poisson  $\nu$ . Le seul paramètre électrique à définir est la matrice des permittivités relatives  $[\varepsilon]$  (en  $F/m$ ). Enfin, les caractéristiques piézoélectriques traitées par ANSYS correspondent aux paramètres définis dans l'équation A.3 de l'ANNEXE A, soit la matrice de rigidité à déformation constante  $[c^E]$  (en  $N/m^2$ ) et la matrice des constantes piézoélectriques  $[e]$  (en  $C/m^2$ ).

Le matériau piézoélectrique employé est une céramique multi-couches fournie par Morgan Electroceramics. Les céramiques piézoélectriques sont de type PXE54 de cette société.

Matériaux	Caractéristiques		
	Mécaniques	Electriques	Piézoélectriques
Aluminium	$\rho = 2700$ $Y = 71$ $\nu = 0.34$		
Acier	$\rho = 7700$ $Y = 210$ $\nu = 0.3$		
Bronze	$\rho = 8800$ $Y = 130$ $\nu = 0.34$		
Polycarbonate	$\rho = 1400$ $Y = 1.5$ $\nu = 0.36$		
PXE54	$\rho = 7900$ $[c] = \begin{pmatrix} 5.44 & 2.66 & 2.44 & 0 & 0 & 0 \\ 2.66 & 5.44 & 2.44 & 0 & 0 & 0 \\ 2.44 & 2.44 & 4.68 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 3.5625 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 4.5935 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 4.5935 \end{pmatrix} \cdot 10^9$	$[\epsilon] = \begin{pmatrix} 3200 & 0 & 0 \\ 0 & 3200 & 0 \\ 0 & 0 & 3000 \end{pmatrix}$	$[e] = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 32.15 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$

TAB. E.1 – Paramètres mécaniques, électriques et piézoélectriques des matériaux

## Annexe F

# Le coeur humain et la circulation sanguine

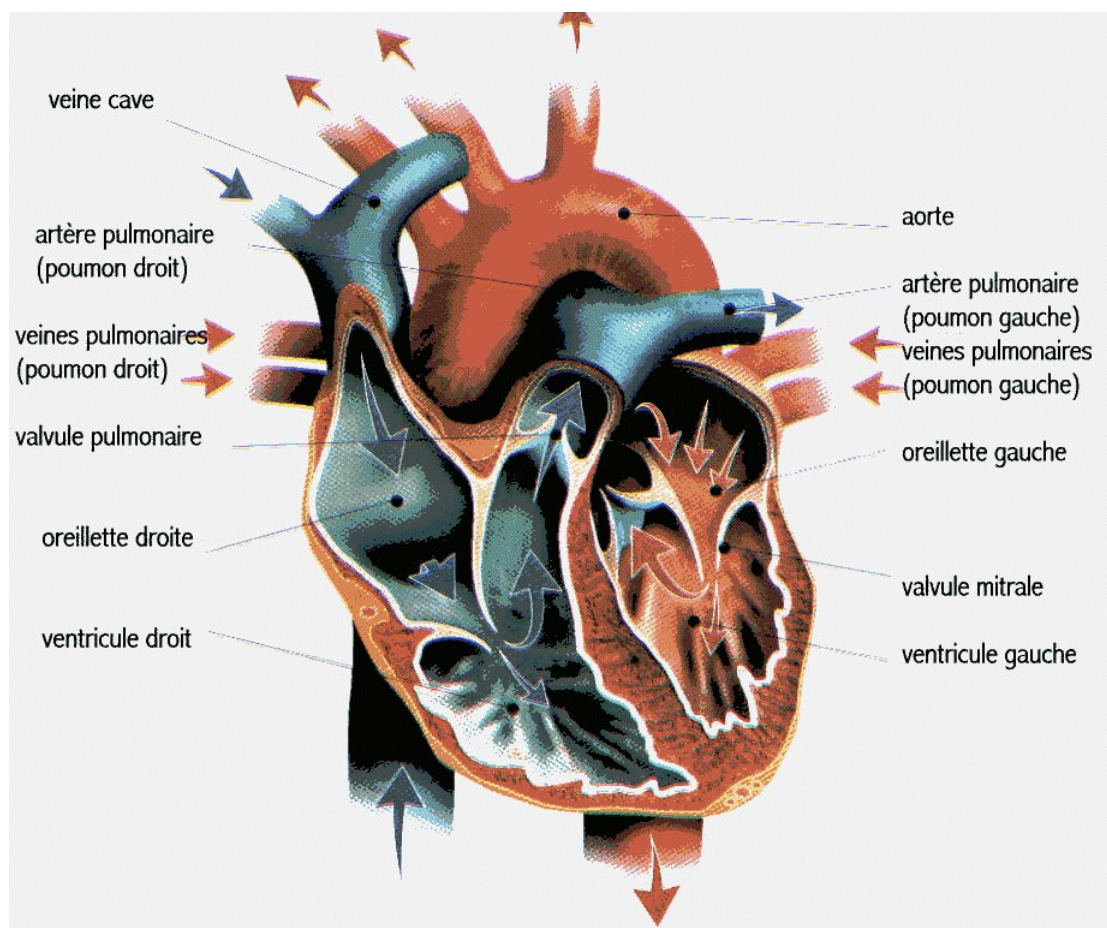


FIG. F.1 – Vue en coupe d'un coeur humain

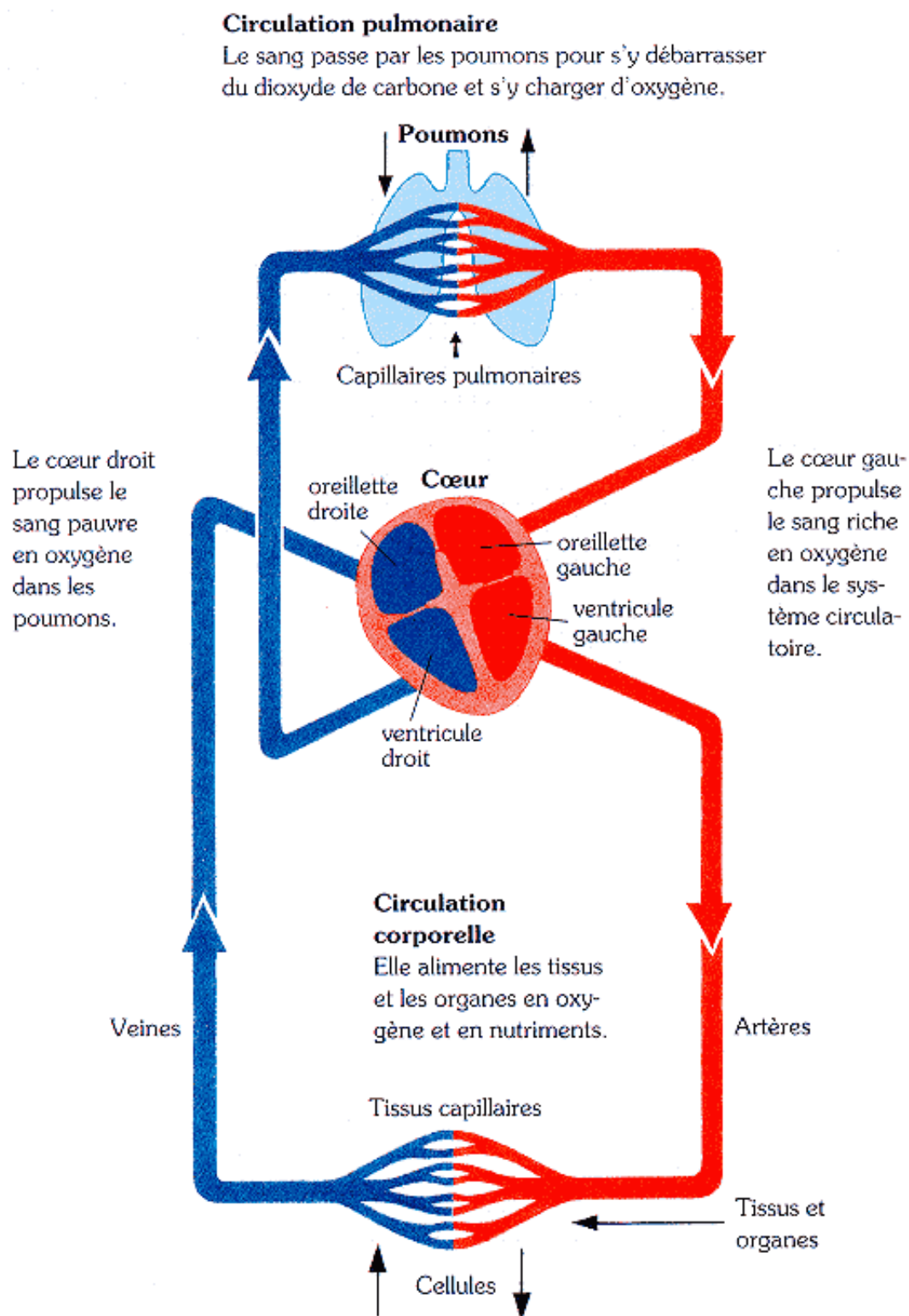


FIG. F.2 – Principe de la circulation sanguine dans le corps

# Bibliographie

- [Aba00] J. Abadie, *Etude et réalisation de micro-actionneurs intégrés à base d'Alliage à Mémoire de Forme - Application à la microrobotique et aux microsystèmes*, Thèse de doctorat, Université de Franche-Comté, 2000.
- [Acc00] D. Accoto, M. Carrozza et P. Dario, « Modelling of micropumps using unimorph piezoelectric actuator and ball valves », *J. Micromechanics and Microengineering*, vol. 10, pp. 277–281, 2000.
- [Ang00] W. T. Ang, C. N. Rivier et P. K. Khosla, « An active hand-held instrument for enhanced microsurgical accuracy », dans *Proc. Conf. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, , pp. 878–887, 2000.
- [Ang01] W. T. Ang, C. N. Rivier et P. K. Khosla, « Design and implementation of active error canceling in hand-held microsurgical instrument », dans *Proc. IEEE/RSJ Intelligent Robots and Systems*, , vol. 2, pp. 1106–1111, 2001.
- [Atc04] Airmar Technology Corporation, [www.airmar.com](http://www.airmar.com), *Piezoflex polymer*, 2004.
- [Bal00] I. Baldwin, H. K. Tan, N. Bridge et R. Bellomo, « A prospective study of thromboelastography (teg) and filter life during continuous veno-venous hemofiltration », *Renal Failure*, vol. 22, n° 3, pp. 297–306, 2000.
- [Ban01] R. K. Banerjee, L. H. Back et Y. I. Cho, « Computational fluid dynamics modeling techniques using finite element methods to predict arterial blood flow », dans *Biomechanical systems, techniques & applications, Biofluid methods in vascular & pulmonary systems*, C. Leondes rédacteur , chapitre 8, CRC Press LLC, 2001.
- [Bot00] R. Botnar, G. Rappitsch, M. B. Scheidegger, D. Liepsch, K. Perktold et P. Boesiger, « Hemodynamics in the carotid artery bifurcation : a comparison between numerical simulations and in vitro MRI measurements », *J. Biomechanics*, vol. 33, pp. 137–144, 2000.
- [Bru02] E. Brunner, « Ultrasound system considerations and their impact on front-end components », Rapport technique, Analog Devices, Inc., 2002.

- [Bud03] M. Budinger, *Contribution à la conception et à la modélisation d'actionneurs piézoélectriques cylindriques à deux degrés de liberté de type rotation et translation*, Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Toulouse, 2003.
- [But02] T. Butz et O. von Stryk, « Modelling and simulation of electro- and magnetorheological fluid dampers », *J. of Applied Mathematics and Mechanics (ZAMM)*, vol. 82, n° 1, pp. 3–20, 2002.
- [Car95] M. Carrozza, N. Croce, B. Magnani et P. Dario, « A piezoelectric-driven stereolithography-fabricated micropump », *J. Micromechanics and Microengineering*, vol. 5, pp. 177–179, 1995.
- [Car98] M. Carozza, P. Dario, A. Menciassi et A. Fenu, « Manipulating biological and mechanical micro-objects using LIGA-microfabricated end-effectors », dans *Proc. IEEE Robotics and Automation*, , pp. 1811–1816, 1998.
- [Ceb02] J. R. Cebal, P. J. Yim, R. Löhner, O. Soto et P. L. Choyne, « Blod flow modeling in carotid arteries with computational fluid dynamics and MR imaging », *Academic Rdiology*, vol. 9, n° 11, pp. 1286–1299, 2002.
- [Ceb05] J. R. Cebal, M. A. Castro, S. Appanaboyina, C. M. Putman, D. Millan et A. F. Frangi, « Efficient pipeline for imaging-based patient-specific analysis of cerebral aneurysm hemodynamics : technique and sensitivity », dans *IEEE Tran. on Medical Imaging*, , vol. 24, pp. 457–467, 2005.
- [Ced02] Cedrat Technologies S.A, [www.cedrat.com](http://www.cedrat.com), *Magnetostrictive actuators compared to piezoelectric actuators*, 2002.
- [Che05] J. Chen et X. Y. Lu, « Numerical investigation of the non-newtonian pulsative blod flow in a bifurcation model with a non-planar branch », *J. Biomechanics*, 2005.
- [Cho97] S. Chonan, Z. W. Jiang, J. Tani, S. Orikasa, Y. Tanahashi, T. Takagi, M. Tanaka et J. Tanikawa, « Development of an artificial urethral valve using SMA actuators », *Smart Materials and Structures*, vol. 6, pp. 410–414, 1997.
- [Cla97] F. Claeysen, N. Lhermet, R. Le Letty et P. Bouchilloux, « Actuators, transducers and motors based on giant magnetostrictive materials », *J. of Alloys and Compounds*, vol. 258, pp. 61–73, 1997.
- [Com04] A. Combes, P. Leprince et R. Choussat, « Machines d'assistance circulatoire : indications, complications et perspectives d'avenir », *Réanimation*, vol. 13, pp. 103–111, 2004.
- [Cro03] F. Cros, *Confluences, remplissage et vidange deux aspects singuliers du système veineux jambier*, Thèse de doctorat, Université Paris 7, 2003.

- [Dar96] P. Dario, M. C. Carrozza, B. Allotta et E. Guglielmelli, « Micromechanics in medicine », dans *Tran. IEEE/ASME Mechatronics*, , vol. 1, pp. 137–148, 1996.
- [Das00] B. Das, P. C. Johnson et A. S. Popel, « Computational fluid dynamic studies of leukocyte adhesion effects on non-newtonian blood flow through microvessels », *Biorheology*, vol. 37, pp. 239–258, 2000.
- [Del00] D. H. Delgado, V. Rao, H. J. Ross, S. Verma et N. G. Smedira, « Mechanical circulatory assistance, state of art », *Circulation*, vol. 106, pp. 2046–2050, 2000.
- [Duh01] G. Duhar et C. Colin, « Croissance et détachement de bulles dans un écoulement cisailé », dans *XV Congrès Français de Mécanique*, , 2001.
- [Duv05] J. Duval, *Conception et mise en œuvre d'un système d'actionneurs AMF répartis pour le contrôle de forme électroactif de voilures aéronautiques*, Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Toulouse, 2005.
- [For01] F. Forestier, S. Bélisle, C. Contant, F. Harel, G. Janvier et J. F. Hardy, « Reproductibilité et interchangeabilité du thromboélastographe, sonoclot et du temps de coagulation activé (hémocron), en chirurgie cardiaque », *Canadian Journal of Anesthesia*, vol. 48, n° 9, pp. 902–910, 2001.
- [GA98] C. Giraud-Audine, *Contribution à la modélisation analytique d'actionneurs piézoélectriques en vue de leur conception et dimensionnement*, Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Toulouse, 1998.
- [Gay98] J. P. Gaynes, *Conception, mise en œuvre et exploitation d'un banc d'analyse électromécanique d'actionneurs à effet piézoélectrique*, Thèse de doctorat, Conservatoire National des Arts et Métiers, 1998.
- [Gen02] S. Genç et P. P. Phulé, « Rheological properties of magnetorheological fluid », *Smart Materials and Structures*, vol. 11, pp. 140–146, 2002.
- [Gij99] F. J. H. Gijzen, F. H. v. d. Vosse et J. D. Janssen, « The influence of the nonnewtonian properties of blood on the flow in large arteries : steady flow in a carotid bifurcation model », *J. Biomechanics*, vol. 32, pp. 601–608, 1999.
- [Gol86] H. L. Goldsmith et V. T. Turitto, « Rheological aspects of thrombosis and haemostasis : basic principles and applications », *Thrombosis and Haemostasis*, vol. 55, n° 3, pp. 415–435, 1986.
- [Gol00] R. Goldberg, S. Smith et K. Mottley, J.G. and Ferrara, « Ultrasound », dans *The Biomedical Engineering Handbook*, J. D. Bronzino rédacteur , chapitre 65, CRC Press LLC, 2<sup>e</sup> édition, 2000.
- [Gra02] N. Grabham, S. Beeby et N. White, « The formulation and proceeding of a thick-film magnetostrictive material », *Measurement Science and Technology*, vol. 13, pp. 59–64, 2002.

- [Gro99] L. Gros, *Modélisation, conception et caractérisation de pots vibrants magnétostrictifs - Application au contrôle actif des vibrations*, Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, 1999.
- [Gué96] G. Guénin, « Alliages à mémoire de forme », *Techniques de l'Ingénieur*, , n° M530, 1996.
- [Gur98] T. Gururaja et R. K. Panda, « Current status and future trends in ultrasonic transducers for medical imaging applications », dans *Proc. IEEE Applications of Ferroelectrics*, , pp. 223–228, 1998.
- [Guy01] E. Guyon, J. P. Hulin et L. Petit, *Hydrodynamique physique*, EDP Sciences/CNRS Editions, 2001.
- [Hag00] Y. Haga, M. Esashi et S. Maeda, « Bending, torsional and extending active catheter assembled using electroplating », dans *Proc. IEEE Micro Electro Mechanical Systems*, , pp. 181–186, 2000.
- [Hag04] Y. Haga et M. Esashi, « Biomedical microsystems for minimally invasive diagnosis and treatment », dans *Proc. IEEE Biomedical Applications for MEMS and Microfluidics*, , vol. 92, pp. 98–114, 2004.
- [Hao01] T. Hao, « Electrorheological fluids », *Advanced Materials*, vol. 13, n° 24, pp. 1847–1857, 2001.
- [Hun92] I. W. Hunter et S. Lafontaine, « A comparaison of muscle with artificial actuators », dans *IEEE Solid-State Sensor and Actuator Workshop*, , pp. 178–185, 1992.
- [Hun98] A. S. Hunt et O. H. Frazier, « Mechanical circulatory support and cardiac transplantation », *Circulation*, vol. 97, pp. 2079–2090, 1998.
- [Iku88] K. Ikuta et M. Tsukamoto, « Shape memory alloy servo actuator system with electric resistance feedback and application for active endoscope », dans *Proc. IEEE Robotics and Automation*, , vol. 1, pp. 427–430, 1988.
- [Joh04] B. M. Johnston, P. R. Johnston, S. Corney et D. Kilpatrick, « Non-newtonian blood flow in human right coronary arteries : steady state simulations », *J. of Biomechanics*, vol. 37, n° 5, pp. 709–720, 2004.
- [Joh05] B. M. Johnston, P. R. Johnston, S. Corney et D. Kilpatrick, « Non-newtonian blood flow in human right coronary arteries : transient simulations », *J. Biomechanics*, 2005.
- [Jua04] Y. Juaneda et C. Colin, « Dynamique de bulles en écoulement cisailé de type Couette cylindrique en gravité normale et en microgravité », *Mécanique et Industries*, vol. 5, pp. 565–574, 2004.
- [Kha04] W. Khaled, S. Reicling, O. T. Bruhns, M. Baumann, H. Böse, G. J. Monkman, S. Egersdörfer, H. Freimuth, A. Tunayar et H. Emert, « Palpation imaging using a haptic sensor actuator system for medical applications », dans *Proc. Conf. ACTUATOR 2004*, , pp. 379–382, 2004.



- [Koh00] M. Kohl, D. Dittmann, E. Quandt et B. Winzek, « Thin film shape memory microvalves with adjustable operation temperature », *Sensors and Actuators A*, vol. 83, pp. 214–219, 2000.
- [Kor98] R. Kornbluh, R. Pelrine, J. Eckerle et J. Joseph, « Electrostrictive polymer artificial muscle actuators », dans *Proc. IEEE Robotics and Automation*, , vol. 3, pp. 2147–2154, 1998.
- [Leb04] C. Lebreton, « Alliages à mémoire de forme de type nickel titane », *Techniques de l'Ingénieur*, , n° M532, 2004.
- [Lee02] S.-K. Lee, S.-J. Lee, H.-J. An, S.-E. Cha, J. K. Chang, B. Kim et J. J. Pak, « Biomedical applications of electroactive polymers and shape memory alloys », dans *Proc. SPIE Smart Structures and Materials 2002 : Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, , vol. 4695, pp. 17–31, 2002.
- [Lee03] H.-s. Lee, *Etude et réalisation de sources acoustiques de puissance en composite piézoélectrique 1-3 pour applications thérapeutiques*, Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2003.
- [Lep00] P. Leprince, N. Bonnet, A. Rama, P. Leger, V. Bors, J. P. Levasseur, J. Szefer, E. Vaissier, A. Pavie et I. Gandjbakhch, « Bridge to transplantation with the Jarvik-7 (CardioWest) total artificial heart : a single-center 15-year experience », *J. Heart Lung Transplantation*, vol. 22, n° 12, 2000.
- [Liu04] Y. Liu, M. Kohl, K. Okutsu et S. Miyazaki, « A TiNiPd thin film microvalve for high temperature applications », *Materials Science and Engineering A*, vol. 378, pp. 205–209, 2004.
- [Lor04] Lord Corporation, [www.mrfluid.com](http://www.mrfluid.com), *Smart prosthesis based on magnetorheological fluids*, 2004.
- [Mad04] J. D. Madden, N. Vandesteeg, P. G. Madden, A. Takshi, R. Zimet, P. A. Anquetil, S. R. Lafontaine, P. A. Wierenga et I. W. Hunter, « Artificial muscle technology : physical principles and naval prospects », *IEEE J. of Oceanic Engineering*, vol. 29, n° 3, pp. 706–728, 2004.
- [Mor04] F. Morra, R. Molfino et F. Cepolina, « Miniature gripping device », dans *Proc. IEEE Intelligent Manipulation and Grasping*, , 2004.
- [Mor05] Morgan Electro Ceramics, [www.morganelectroceramics.com](http://www.morganelectroceramics.com), *Piezoelectric electroceramics : table of properties*, 2005.
- [Ng02] E. Y. K. Ng, W. L. Siau et C. K. Chong, « Simulation of oscillatory wall shear stress in channels with moving indentations », *Int. J. Numerical Methods in Engineering*, vol. 54, pp. 1477–1500, 2002.
- [Nis04] K. Nishi, T. Kamiyama, M. Wada, S. Amae, T. Ishii, T. Takagi, Y. Luo, T. Okuyama, T. Yambe, Y. Hayashi et R. Ohi, « Development of an

- implantable artificial anal sphincter using shape memory alloy », *J. Pediatric Surgery*, vol. 39, n° 1, pp. 69–72, 2004.
- [Nog00a] B. Nogarède, « Machines tournantes : conversion électromécanique de l'énergie », *Techniques de l'Ingénieur*, , n° D3410, 2000.
- [Nog00b] B. Nogarède, « Moteurs piézoélectriques », *Techniques de l'Ingénieur*, , n° D3765, 2000.
- [Nov05] World Heart Corporation, [www.worldheart.com/products/novacor\\_1vas.cfm](http://www.worldheart.com/products/novacor_1vas.cfm), *Products*, 2005.
- [Pei97] J. Peirs, D. Reynarts et H. Van Brussel, « Shape memory alloy micro-actuator for medical applications », dans *Proc. Cong. Theoretical and Applied Mechanics*, , pp. 389–392, 1997.
- [Pel99] A. Pelet et P. A., « Ingénierie du coeur artificiel », Rapport technique, Ecole d'Ingénieurs du Val de Loire-EIVL, 1999.
- [Per95] K. Perktold et Rappitsch, « Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model », *J. Biomechanics*, vol. 28, pp. 845–856, 1995.
- [Pet03] S. Petkova, A. Hossain, J. Naser et E. Palombo, « CFD modelling of blood flow in portal vein hypertension with and without thrombosis », dans *Third Int. Conf. CFD in the Minerals and Process Industries*, , pp. 527–530, 2003.
- [Pii05] Physik Instrumente (PI) GmbH & Co. KG, [www.physikinstrumente.com](http://www.physikinstrumente.com), *Tutorials : electrostrictive actuators*, 2005.
- [Pri03] D. Prisco et R. Paniccia, « Point-of-care testing of hemostasis in cardiac surgery », *Thrombosis Journal*, vol. 1, n° 1, 2003.
- [Pro04] M. Prosi, K. Perktold, Z. Ding et M. H. Friedman, « Influence of curvative dynamics on pulsatile coronary artery flow in a realistic bifurcation model », *J. Biomechanics*, vol. 37, pp. 1767–1775, 2004.
- [Ren04] A. Renotte, J. Duval et B. Nogarède, « Electroactive wing : towards novel actuation concepts », dans *Proc. Conf. ACTUATOR 2004*, , pp. 190–193, 2004.
- [Rey99] D. Reynarts, J. Peirs et H. Van Brussel, « Shape memory micro-actuation for a gastro-intestinal intervention », *Sensors and Actuators A*, vol. 77, pp. 157–166, 1999.
- [Rog04] T. Rogge, Z. Rummler et W. K. Schomburg, « Polymer micro valve with a hydraulic piezo-drive fabricated by the AMANDA process », *Sensors and Actuators A*, vol. 110, pp. 206–212, 2004.
- [Sch93] R. T. Schoephoerster, F. Oynes, G. Nunez, M. Kapadvanjwala et M. K. Dewanjee, « Effects of local geometry and fluid dynamics on regional platelet deposition on artificial surfaces », *Arteriosclerosis and Thrombosis*, vol. 13, pp. 1806–1813, 1993.

- [Set86] B. Sethia et Wheatley, « The current status of mechanical circulatory support », *Clinical Physics and Physiological Measurement*, vol. 7, n° 2, pp. 101–106, 1986.
- [Sgq04] Saint-Gobain Quartz SAS, [www.quartz.saint-gobain.com](http://www.quartz.saint-gobain.com), *Céramiques piézoélectriques*, 2004.
- [Sha98] M. Shahinpoor, Y. Bar-Cohen, J. O. Simpson et J. Smith, « Ionic polymer-metal composites (IPMCs) as biomimetic sensors, actuators and artificial muscles-a review », *Smart Materials and Structures*, vol. 7, pp. R15–R30, 1998.
- [Sha01] M. Shahinpoor et K. J. Kim, « Ionic polymer-metal composites : I. fundamentals », *Smart Materials and Structures*, vol. 10, pp. 819–833, 2001.
- [Sha04] P. Shao, Z. Rummeler et W. K. Schomburg, « Polymer micro piezo valve with a small dead volume », *J. Micromechanics and Microengineering*, vol. 14, pp. 305–309, 2004.
- [Sou01] J. Souquet, « State of the art in digital broadband medical ultrasound imaging », *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences-Series IV-Physics*, vol. 2, n° 8, pp. 1091–1098, 2001.
- [Thi05] Texas Heart Institute, [www.texasheartinstitute.org/mcsth.html](http://www.texasheartinstitute.org/mcsth.html), *Heart Assist Device*, 2005.
- [Tho05] Thoratec Corporation, [www.thoratec.com/thoratec-patients/index.htm](http://www.thoratec.com/thoratec-patients/index.htm), *Overview*, 2005.
- [Trs99] TRS Ceramics, Inc., [www.trsceramics.com](http://www.trsceramics.com), *Electrostrictive ceramics*, 1999.
- [Tur98] V. T. Turitto et C. L. Hall, « Mechanical factors affecting hemostasis and thrombosis », *Thrombosis Research*, vol. 92, pp. S25–S31, 1998.
- [Unc] *Drag force*, [www.unc.edu/courses/2003fall/envr/116/001](http://www.unc.edu/courses/2003fall/envr/116/001).
- [Val03] D. Vallejo, M. Torre, P. Sanz et M. L. Picazo, « Effects of extremely low frequency magnetic fields on blood coagulation in mice : an initial study », *Electromagnetic Biology and Medicine*, vol. 22, n° 2, pp. 133–147, 2003.
- [Wel99] P. Wells, « Ultrasonic imaging of the human body », *Reports on Progress in Physics*, vol. 62, n° 5, pp. 671–722, 1999.
- [Woo99] D. Wootton et D. N. Ku, « Fluid mechanics of vascular systems, diseases and thrombosis », *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 01, pp. 299–329, 1999.
- [Yam03] T. Yambe, M. Yoshizawa, A. Tanaka, K.-i. Abe, S. Kawano, H. Matsuki, S. Maruyama, S. Amae, N. Wada, T. Kamiyama, T. Takagi, R. Luo, J. Hayashi, Y. Kovalev, D. X.D.Sha, S. Nanka, Y. Saijo, Y. Mibiki, M.-i.

Shibata et S.-i. Nitta, « Recent progress in artificial organ research at tohoku university », *Artificial Organs*, vol. 27, n° 1, pp. 2–7, 2003.